

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS**  
**Departamento de Óptica**



**EFFECTO DE UN FILTRO AMARILLO SOBRE LA  
FUNCIÓN VISUAL MESÓPICA DE SUJETOS  
EMÉTROPOS Y SUJETOS MIOPOS OPERADOS DE  
CIRUGÍA REFRACTIVA LASIK**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR**

**PRESENTADA POR**

**M<sup>a</sup> Jesús Pérez Carrasco**

Bajo la dirección de la doctora:  
María Cinta Puell Marín

**Madrid, 2007**

**ISBN: 978-84-669-3119-9**

**© M<sup>a</sup> Jesús Pérez Carrasco, 2007**

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**Facultad de Ciencias Físicas  
Departamento de Óptica**

**EFFECTO DE UN FILTRO AMARILLO SOBRE LA FUNCIÓN  
VISUAL MESÓPICA DE SUJETOS EMÉTROPES Y SUJETOS  
MIOPE OPERADOS DE CIRUGÍA REFRACTIVA LASIK**

**TESIS DOCTORAL**

**M<sup>a</sup> Jesús Pérez Carrasco**

Madrid, Noviembre 2006



**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**Facultad de Ciencias Físicas**

**EFFECTO DE UN FILTRO AMARILLO SOBRE LA FUNCIÓN  
VISUAL MESÓPICA DE SUJETOS EMÉTROPE Y SUJETOS  
MIOPE OPERADOS DE CIRUGÍA REFRACTIVA LASIK**

**TESIS DOCTORAL**

MEMORIA PRESENTADA POR:

**M<sup>a</sup> JESÚS PÉREZ CARRASCO**

PARA LA OBTENCIÓN DEL GRADO DE DOCTOR  
POR LA UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

Fdo: M<sup>a</sup> Jesús Pérez Carrasco

**MADRID 2006**



## **INFORME DE LA DIRECTORA DE LA TESIS DOCTORAL**

**MARÍA CINTA PUELL MARÍN**, Profesora Titular del Departamento de Óptica II de la Universidad Complutense de Madrid,

### **CERTIFICA:**

Que M<sup>a</sup> JESÚS PÉREZ CARRASCO, Licenciada en Farmacia, ha realizado bajo su dirección, en el Departamento de Óptica de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid, la Tesis Doctoral titulada “**Influencia de un filtro amarillo sobre la función visual mesópica de sujetos emétopes y sujetos miopes operados de cirugía LASIK**” para optar al grado de Doctora por la Universidad Complutense de Madrid. Informa que el presente trabajo ha sido realizado sobre la base de hipótesis científicas, contiene una base experimental y unos resultados originales, y posee un formato académico pertinente.

En Madrid, a 23 de Noviembre de 2006

Fdo. Dra. M<sup>a</sup> Cinta Puell Marín



**A MIS PADRES**





## **AGRADECIMIENTOS**

---



## AGRADECIMIENTOS

Cuando me planteé realizar la Tesis Doctoral tenía claro y en mente que su objetivo principal era intentar aportar un soporte de optimización a la función visual para aquellas situaciones, como la conducción nocturna, en las que el sistema visual se encuentra disminuido a nivel perceptivo. Tal propuesta tuvo su aceptación y entusiasmo en la Dra. Cinta Puell Marín, Directora de la presente Tesis y Profesora Titular de Percepción Visual de la Escuela Universitaria de Óptica y Optometría de la UCM a quién agradezco su total apoyo e inestimable dedicación durante la realización de esta investigación y su memoria.

Mi agradecimiento se dirige también al Departamento de Óptica I de la Facultad de Ciencias Físicas de la UCM, por darme la oportunidad y la confianza de poder desarrollar esta investigación en la Escuela Universitaria de Óptica y Optometría de la UCM a la cual pertenezco como profesora.

A Essilor España, S.A. por su inestimable colaboración al apoyar con tres proyectos de investigación la realización de esta Tesis.

Quiero expresar también mi agradecimiento a mis compañeros, la Dra. Celia Sánchez Ramos y el Profesor Antonio Langa Moraga por su aportación de ideas, apoyo incondicional y sus palabras de ánimo que tanto me ayudaron en los momentos más difíciles.

Al Dr. Ángel López Castro, por haberme proporcionado las bases del procedimiento y los pacientes correspondientes para desarrollar parte de este trabajo.

Asimismo quiero agradecer la valiosa ayuda de supervisión a los Dres. José Alonso Fernández y Francisco Javier Alda Serrano por sus consejos y orientación en la caracterización del filtro amarillo, al igual que por sus continuas muestras de ánimo.

De igual forma, mi agradecimiento más profundo al Dr. Jesús Pintor Just y la Profesora M<sup>a</sup> Asunción Peral Cerdá cuyos valiosos consejos hicieron posible que algunos resultados de la presente investigación fueran presentados en dos congresos internacionales, uno en Europa y otro en Estados Unidos de América.

Al Director del Departamento de Óptica II, el Dr. Francisco Barra, por su frase motor: ¿Cuándo lees?

A M<sup>a</sup> Jesús Santurtún, Directora de la Biblioteca de la Escuela Universitaria de Óptica y Optometría de la UCM, por su profesionalidad y continuos desvelos por localizar con premura los artículos.

A todos mis compañeros de la Escuela Universitaria de Óptica y Optometría de la UCM, con especial mención a la Profesora Raquel Yagüe de Álvaro, a los Dres. Florencio Moreno Jiménez, Aurora Lasagabaster y Gloria Rico Arnaiz de las Revillas por su inestimable ayuda.

A mis amigos, Fermín, Rosana y Susana, que siempre estuvieron cuando les pedí ayuda.

Por último, mi gratitud más especial es para mis Padres, Juan y María, a quienes por su proyecto de vida, tesón y generosidad con sus hijos les debo “ser quién soy”.

## ÍNDICE

---



# ÍNDICE

<b><u>JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO</u></b> .....	1
<b><u>INTRODUCCIÓN</u></b> .....	7
<b>1. FUNCIÓN VISUAL MESÓPICA, CIRUGÍA REFRACTIVA Y FILTROS AMARILLOS</b> .....	9
<b>2. CALIDAD DE IMAGEN RETINIANA</b> .....	16
2.1. Función de sensibilidad al contraste.....	20
2.1.1. Factores que afectan a la función de sensibilidad al contraste.....	23
2.1.2. Implicaciones clínicas de la medida de la sensibilidad al contraste.....	27
2.1.3. Medida clínica de la función de sensibilidad al contraste .....	30
<b>3. AGUDEZA VISUAL</b> .....	32
3.1. Agudeza visual de letras.....	33
3.2. Influencia de la iluminancia retiniana en la agudeza visual.....	35
3.3. Influencia del desenfoque óptico y neuronal en la agudeza visual.....	36
3.4. Influencia del contraste en la agudeza visual.....	38
3.5. Agudeza visual bajo contraste.....	39
3.5.1. Medida clínica de la agudeza visual bajo contraste.....	41
3.5.2. Implicaciones clínicas de la agudeza visual de bajo contraste.....	42
<b>4. DESLUMBRAMIENTO</b> .....	44
4.1. Discapacidad por deslumbramiento.....	45
4.1.1. Causas de la discapacidad por deslumbramiento.....	46
4.1.2. Medida de la discapacidad por deslumbramiento.....	49
4.1.3. Valoración clínica de la discapacidad por deslumbramiento.....	51



4.1.4. Implicaciones clínicas de la discapacidad por deslumbramiento.....	54
<b>5. SENSIBILIDAD LUMINOSA DIFERENCIAL.....</b>	<b>56</b>
5.1. Campo visual.....	56
5.1.1. Técnicas de medida del campo visual.....	59
5.1.2. Fiabilidad del examen del campo visual.....	62
5.1.3. Presentación de resultados.....	64
5.2. Factores que afectan a la sensibilidad luminosa diferencial.....	66
<b><u>OBJETIVOS.....</u></b>	<b>69</b>
1. OBJETIVO GENERAL.....	71
1.1. Objetivos específicos.....	71
<b><u>PERSONAS, MATERIAL Y MÉTODO.....</u></b>	<b>73</b>
1. PERSONAS.....	75
1.1. Primera etapa.....	75
1.2. Segunda etapa.....	75
2. MATERIAL Y MÉTODO.....	77
2.1. Sensibilidad al contraste.....	77
2.1.1. Test Vistech VCTS 6500.....	78
2.1.2. Mesotest II.....	82
2.1.3. Contrast Glaretester CGT-1000.....	85
2.2. Agudeza visual bajo contraste.....	87
2.2.1. Microlens UPT –1000.....	88
2.3. Sensibilidad luminosa diferencial.....	90
2.3.1. Octopus 1-2-3.....	91

2.4. Filtro amarillo.....	94
2.5. Protocolo.....	97
2.5.1. Primera etapa.....	97
2.5.2. Segunda etapa.....	98
2.6. Análisis estadístico.....	100
<b><u>RESULTADOS</u></b> .....	107
<b>1. RESULTADOS DE LA PRIMERA ETAPA</b> .....	109
<b>1.1. PERSONAS</b> .....	109
<b>1.2. SENSIBILIDAD AL CONTRASTE MESÓPICA</b> .....	110
1.2.1. Sensibilidad al contraste mesópica sin el filtro amarillo.....	110
1.2.2. Sensibilidad al contraste mesópica con el filtro.....	111
1.2.3. Efecto del filtro amarillo en la sensibilidad al contraste mesópica.....	111
<b>1.3. AGUDEZA VISUAL DE BAJO CONTRASTE</b> .....	115
1.3.1. Agudeza visual de bajo contraste mesópica sin el filtro amarillo .....	115
1.3.2. Agudeza visual de bajo contraste mesópica con el filtro amarillo.....	117
1.3.3. Efecto del filtro amarillo en la agudeza visual de bajo contraste mesópica.....	118
<b>1.4. SENSIBILIDAD LUMINOSA DIFERENCIAL</b> .....	120
1.4.1. Sensibilidad luminosa diferencial sin filtro amarillo.....	120
1.4.2. Sensibilidad luminosa diferencial con el filtro amarillo.....	127
1.4.3. Efecto del filtro amarillo en la sensibilidad luminosa diferencial.....	133

<b>2. RESULTADOS DE LA SEGUNDA ETAPA.....</b>	<b>138</b>
<b>2.1. PERSONAS.....</b>	<b>138</b>
2.1.1. Grupo Control.....	138
2.1.2. Grupo LASIK.....	140
<b>2.2. SENSIBILIDAD AL CONTRASTE MESÓPICA .....</b>	<b>142</b>
2.2.1. Sensibilidad al contraste mesópica sin el filtro amarillo en los grupos LASIK y Control.....	142
2.2.2. Sensibilidad al contraste mesópica con el filtro amarillo en el grupo LASIK.....	148
2.2.3. Efecto del filtro amarillo sobre la sensibilidad al contraste mesópica del grupo LASIK.....	151
<b>2.3. SENSIBILIDAD AL CONTRASTE FOTÓPICA.....</b>	<b>156</b>
2.3.1. Sensibilidad al contraste fotópica sin el filtro amarillo en los grupos LASIK y Control .....	156
2.3.2. Sensibilidad al contraste fotópica con el filtro amarillo en el grupo LASIK.....	162
2.3.3. Efecto del filtro amarillo sobre la sensibilidad al contraste fotópica del grupo LASIK.....	164
<b><u>DISCUSIÓN</u>.....</b>	<b>169</b>
<b>1. DISCUSIÓN PRIMERA ETAPA DEL ESTUDIO.....</b>	<b>171</b>
1.1. Sensibilidad al contraste mesópica.....	171
1.2. Agudeza visual de bajo contraste.....	173
1.3. Sensibilidad luminosa diferencial.....	174
<b>2. DISCUSIÓN SEGUNDA ETAPA DEL ESTUDIO.....</b>	<b>177</b>
2.1. Sensibilidad al contraste mesópica.....	177
2.2. Sensibilidad al contraste fotópica.....	182

<b><u>CONCLUSIONES</u></b> .....	185
<b><u>BIBLIOGRAFÍA</u></b> .....	189



## **JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO**

---



## JUSTIFICACIÓN

Una de las extraordinarias proezas del sistema visual humano es la habilidad para ver bien en un rango de intensidades de luz que se extiende desde la luz de la luna hasta la del sol brillante, es decir, aproximadamente a lo largo de 10 unidades logarítmicas, y esto se debe, en gran parte, a los procesos de adaptación del ojo humano. Estos procesos de adaptación, uno rápido y otro lento, involucran a dos tipos de fotorreceptores (Walkey y Barbur, 2006), los conos que operan a niveles altos de luz (visión fotópica) y son responsables de una resolución espacial y sensibilidad al contraste óptimas (Kvansakul et al. 2006), y por otro lado, los bastones que operan a niveles de luz muy bajos (visión escotópica), con una visión lenta (Barbur, 1982) y una sensibilidad al contraste pobre (Puell et al. 2004b).

La visión mesópica describe la región de transición desde la visión de los bastones hasta la visión de los conos, donde las señales de ambos, conos y bastones, contribuyen a la respuesta visual. El rango mesópico de iluminación cubre aproximadamente cuatro unidades logarítmicas (Wyszecki y Stiles, 1982; Walkey et al. 2006) abarcando niveles de luz utilizados frecuentemente en ambientes ocupacionales.

En condiciones mesópicas se producen muchos cambios en la función visual. La visión del color se deteriora como resultado de la reducción de las señales de los conos. Los cambios en el diámetro pupilar alteran la óptica del ojo degradando la calidad de la imagen retiniana, debido a cambios significativos en las aberraciones y la dispersión de luz. Por otro lado, la extensa sumación espacial de las señales de los bastones aumenta la sensibilidad luminosa, pero también causa una pérdida significativa de la sensibilidad al contraste, la agudeza de bajo contraste y de la resolución espacial (Walkey y Barbur, 2006).

Entre las actividades que se realizan en condiciones de iluminación mesópica destaca la conducción de vehículos, que implica una tarea visual de alto riesgo y, por lo tanto, asociada a los accidentes de tráfico (Slade et al. 2002). Mientras que durante el día, la visión provee al conductor de vehículos de la información necesaria para conducir correctamente, durante la noche o crepúsculo, y en condiciones adversas como la lluvia o la niebla, la información visual se reduce, la discriminación de contornos es peor y el riesgo de deslumbramiento aumenta (Owsley 1994).



Así, el deslumbramiento produce una discapacidad visual, debido a la dispersión intraocular de luz dirigida hacia la retina. Esto provoca una pérdida aún más elevada de la agudeza visual y de la sensibilidad al contraste en condiciones mesópicas (Puell et al. 2004<sub>a</sub>). Si además se tiene en cuenta, que la sensibilidad al deslumbramiento aumenta con la edad en personas con ojos sanos, los efectos del deslumbramiento serán más acusados en pacientes con edema corneal, cataratas o lentes de contacto (Elliot, 1998).

Un problema emergente en estos últimos años, son los síntomas de alteración de la visión nocturna que manifiestan los pacientes que han sido intervenidos de cirugía refractiva corneal (Probst, 2004). Esta se ha convertido en una alternativa frecuente y con relativo éxito para la corrección de los errores refractivos. Sin embargo, existen estudios que demuestran como la cirugía refractiva provoca un incremento de las aberraciones corneales de alto orden (Marcos, 2005), que dan lugar a una imagen retiniana degradada, una sensibilidad al contraste reducida y un incremento de los síntomas de deslumbramiento nocturno (El Danasoury, 1998; Fan-Paul et al. 2002; Probst, 2004). En este sentido, actualmente el incremento exponencial de pacientes intervenidos de cirugía refractiva ha aumentado el número de aquellos que se quejan de alteraciones en la visión mesópica. Si además, se tiene en cuenta el futuro envejecimiento de esta población, los efectos combinados sobre la función visual de una córnea permanentemente alterada por la cirugía refractiva, las cataratas y la degeneración macular, son actualmente desconocidos y podrían tener implicaciones de salud pública en un futuro próximo (Fan-Paul et al. 2002).

Teniendo en cuenta los aspectos anteriores, esta investigación se planteó cómo optimizar el sistema visual para aumentar la calidad de la función visual en condiciones de baja iluminación para personas emétopes y pacientes de cirugía refractiva. En este sentido, se sabe que los filtros amarillos mejoran la percepción de la luminosidad en actividades al aire libre (esquí, vela, pesca, caza, etc) en condiciones fotópicas (Clark, 1969<sub>a</sub>, 1969<sub>b</sub>; Rabin y Wiley, 1996), y se ha demostrado que aumentan la percepción del contraste de objetos de longitud de onda larga observados sobre un fondo de longitud de onda corta o luz azul (Kelly et al. 1984). Estos filtros reducen las aberraciones cromáticas al eliminar las radiaciones de longitud de onda corta (Chung et al. 1999, Sivak et al. 1978), y también reducen la dispersión de Rayleigh dentro del ojo, la cual dispersa preferentemente luz azul (Rabin y Wiley, 1996).

El efecto de la interposición de un filtro amarillo sobre la función visual mesópica se debe valorar mediante pruebas psicofísicas que detecten los cambios sutiles que pueda sufrir la imagen retiniana. Se ha demostrado que la sensibilidad al contraste es una medida muy sensible a la degradación óptica de la imagen retiniana (Marcos, 2005) y que la agudeza visual de bajo contraste detecta pequeños cambios de la visión en condiciones de baja iluminación (Woods y Wood, 1995). Otra medida psicofísica que parece adecuada para estimar la percepción de luminosidad a través del filtro amarillo es la sensibilidad luminosa diferencial del sistema visual. Asimismo, para valorar el efecto del deslumbramiento sobre la visión mesópica se ha recomendado el examen de la agudeza de bajo contraste con una fuente de deslumbramiento periférica, por ser una de las medidas más fiables en la cuantificación de la dispersión intraocular en el ojo (Smith, 2002).

Dada la importancia de la visión nocturna en determinadas actividades, como la conducción de vehículos, este estudio se ha planteado para saber si un filtro amarillo podría optimizar la función visual mesópica, tanto de individuos emétopes como de miopes que han sido intervenidos de cirugía refractiva de Queratomileusis in situ con láser excimer (LASIK), valorada a través de las pruebas psicofísicas antes mencionadas y para contribuir al escaso número de investigaciones realizadas en este campo.



## INTRODUCCIÓN

---



## INTRODUCCIÓN

### 1. FUNCIÓN VISUAL MESÓPICA, CIRUGÍA REFRACTIVA Y FILTROS AMARILLOS

La visión mesópica abarca aproximadamente 4 unidades logarítmicas ( $10^{-3}$  hasta  $10$   $\text{cd/m}^2$ ) de intensidad de luz (Wyszecki y Stiles, 1982; Walkey et al. 2006). En esta región, las señales tanto de los bastones como de los conos contribuyen a la respuesta visual. En estas condiciones de iluminación, el ser humano ve comprometida, de una manera natural, su función visual para desarrollar actividades que tienen lugar en el crepúsculo o durante la noche, como es la conducción de vehículos o trenes, la aviación, la navegación, la vigilancia policial o de seguridad y las actividades de mantenimiento de carreteras.

En condiciones mesópicas, los cambios que sufre la función visual para las diferentes longitudes de onda son el resultado de los cambios que se producen en la sensibilidad espectral del ojo. En la transición de visión fotópica a visión escotópica, el máximo de sensibilidad luminosa espectral cambia gradualmente hacia longitudes de onda más cortas a medida que la iluminancia retiniana se reduce (Efecto Purkinje), pasando desde los 555 nm (rango verde-amarillo) del nivel fotópico a los 506 nm (rango azul-verde) del nivel escotópico (Wyszecki y Stiles, 1967). Actualmente, sólo hay dos funciones reconocidas internacionalmente que describen la eficiencia luminosa espectral del ojo, la función CIE 1924 ( $V_\lambda$ ) para la visión fotópica (CIE 1926), y la función CIE 1951 ( $V'_\lambda$ ) para la visión escotópica (CIE 1951). Sin embargo, hasta ahora no se ha llegado a un acuerdo para tener una función estándar o conjunto de funciones para la eficiencia luminosa espectral en el rango mesópico. Existen modelos para la eficiencia luminosa mesópica, basados en diferentes tipos de medidas, como la percepción de la luminosidad (Palmer, 1966; Kokoschka y Bodmann, 1975; Nakano y Ikeda, 1986; Trezona, 1991) o la velocidad reacción (He et al. 1997, 1998; Rea et al. 2004).

En condiciones de iluminación mesópica, se producen cambios en las respuestas espectrales y temporales de los fotorreceptores, que combinados con las diferencias en la organización espacial de los bastones y los conos pueden producir cambios importantes en la

función visual. Es decir, la visión del color se deteriora con la reducción de la iluminación ambiente como resultado de una disminución de las señales de los conos. Por el contrario, el aumento gradual de las señales de los bastones provoca que la sensibilidad espectral luminosa del ojo se desplace hacia las longitudes de onda corta. Los cambios en el tamaño pupilar pueden causar cambios significativos en las aberraciones y en la dispersión de luz y estos a su vez pueden afectar a la calidad de la imagen retiniana. La extensa sumación espacial de las señales de los bastones produce una alta sensibilidad a la luz, pero también causa una pérdida significativa de la sensibilidad al contraste (Puell et al. 2004<sub>a</sub>), de la agudeza de contraste y de la resolución espacial (Walkey y Barbur, 2006)

En consecuencia, durante la noche o crepúsculo, y en condiciones adversas como la lluvia o la niebla, la información visual se reduce, la discriminación de contornos es peor y el riesgo de deslumbramiento aumenta (Owsley 1994). En este sentido, al investigar los efectos del nivel de iluminación y la composición espectral durante la conducción, los resultados de Alferdinck (2006) mostraron una marcada reducción en la función visual y una visión reducida del contraste a medida que el nivel de luz desciende. Además, cuando en condiciones mesópicas aparece una fuente de luz periférica aumenta la dispersión de luz intraocular hacia delante produciendo una discapacidad por deslumbramiento y reduciendo el contraste de la imagen retiniana (Probst, 2004), siendo peores los efectos a medida que aumenta la edad (Smith, 2002; Puell et al. 2004<sub>a</sub>).

La luz de longitud de onda corta o luz azul es parte responsable de la dispersión intraocular que llega a la retina (Kvansakul et al. 2006). La luz azul también causa un aumento de las aberraciones cromáticas en el ojo aumentando el desenfoque (Reading y Weale, 1974). Además, su fototoxicidad es responsable de las enfermedades degenerativas de la mácula como la degeneración macular senil (Schalch, 1992; Mellerio, 1994). Por otro lado, la luz de longitud de onda corta es responsable de la niebla azul o “blue haze” cuando se observan objetos distantes sobre la atmósfera debido a la dispersión preferencial de la luz de longitud de onda corta (Wooten y Hammond, 2002).

Con relación a estos efectos adversos, el ojo se protege de manera natural con un filtro selectivo de luz azul que es el pigmento macular con un máximo de absorción en 460 nm y densidad adecuada (Pease et al. 1987, Bone et al. 1992). Se considera que el pigmento macular reduce la efectividad de las señales de los bastones, en principio, aumentando las

características superiores de la visión medida por los conos, sobre todo en el rango mesópico (Kvansakul et al. 2004; Rodríguez-Carmona et al. 2006) en una región pequeña central del campo visual donde las señales de los bastones son menos numerosas y la densidad del pigmento macular es más elevada (Kvansakul et al. 2006).

Un problema añadido a la visión mesópica es la aparición en estos últimos años de los denominados síntomas de alteración de la visión nocturna, que se manifiestan en los pacientes que han sido intervenidos de cirugía refractiva corneal (Probst, 2004). El éxito de la cirugía refractiva se ha visto limitado por el denominado haze corneal o nubécula (opacidades estromales subepiteliales) asociado a síntomas de deslumbramiento después de la intervención, particularmente en la Queratectomía Fotorefractiva (PRK) (Elliot, 1998) y en menor medida en la Queratomileusis in situ con láser excimer (LASIK) (Pérez-Carrasco et al. 2005). Debido al aumento popular de estos procedimientos quirúrgicos, es de vital importancia entender el impacto de la cirugía refractiva en la función visual (Elliot, 1998).

La mayoría de los procedimientos de cirugía refractiva se realizan con láser excímer. En el tratamiento de la miopía y el astigmatismo este láser aplana la córnea al eliminar una pequeña parte de tejido corneal en el área de la pupila o córnea central. Por otra parte, en el tratamiento de la hipermetropía el láser se aplica en la periferia corneal, provocando un aumento en la curvatura de la cornea para que corrija el defecto refractivo. En los últimos veinte años las técnicas más utilizadas han sido la Queratectomía Fotorefractiva (PRK) que esculpe directamente la cara anterior de la cornea, pero con problemas de cicatrización por la desepitelización y pérdida de la capa de Bowman. Y la Queratomileusis in situ asistida con láser excimer (LASIK) en la que se crea un colgajo corneal para posteriormente esculpir el lecho estromal posterior. La creación del colgajo con microqueratomos manuales o automatizados se acompaña de otras posibles complicaciones (López Alemany y Miguel Borrás, 1999).

Durante los últimos años, la Queratomileusis in situ con láser excimer (LASIK) ha sido el procedimiento de elección como cirugía refractiva para corregir la miopía. Comparado con la Queratectomía fotorefractiva (PRK), la técnica “Queratomileusis in situ con láser excimer” está asociada con el desarrollo de menor haze corneal y una estabilización más rápida de agudeza visual (Wang et al. 1997; El Danasoury et al. 1999; El-Maghraby et al. 1999; Mutayala et al. 2000; Pérez-Santonja et al. 1998). Después de la cirugía, la sensibilidad



al contraste y la sensibilidad al deslumbramiento se recuperan rápidamente en condiciones fotópicas, y no hay cambios significativos con los valores preoperatorios a los 3 meses (Pérez-Santonja et al. 1998) y 6 meses respectivamente (Holladay et al. 1999). Sin embargo, en otros estudios, los pacientes que han sufrido LASIK, con excelente visión diurna, se quejan de visión nocturna reducida (Fan-Paul et al. 2002), aumento del deslumbramiento, haze corneal, halos o imágenes degradadas (El Danasoury, 1998; Knorz et al. 1999). Además, presentan una sensibilidad al contraste mesópica reducida al menos a los 6 meses y al año de la cirugía (Holladay et al. 1999; Lee et al. 2003; Knorz et al. 1999) debido a un incremento de la dispersión de la luz hacia delante, y un aumento de las aberraciones del frente de onda (Oshika et al. 1999; Marcos, 2001, 2005) asociado con el tamaño grande de la pupila.

Si se tiene en cuenta que los problemas de visión nocturna son un punto crítico importante para considerar una función visual satisfactoria, la carencia de estudios profundos de la función visual mesópica en pacientes operados de LASIK representa un importante vacío en la literatura. Por otro lado, hay una significativa confusión a la hora de definir el término “alteraciones de la visión nocturna (Fan-Paul et al. 2002). Probst en el año 2004, afirma que los síntomas de sensibilidad al contraste reducida, discapacidad por deslumbramiento e imágenes degradadas con halos y ráfagas en estrella (star burst) pueden describir colectivamente las alteraciones de visión nocturna (Probst, 2004). Algunos estudios han encontrado que las técnicas PRK y LASIK inducen reducciones significativas en la sensibilidad al contraste en condiciones mesópicas (Montes-Micó et al. 2002; Lee et al. 2003), y aumentos en la sensibilidad al deslumbramiento mesópico medido con el Mesotest II (Oculus, Wetzlar, Germany) (Nagy et al. 2002; Schlote et al. 1997).

Es conocido como la sensibilidad al deslumbramiento aumenta a medida que la dispersión de la luz aumenta en la córnea o en el cristalino (Bailey et al. 1991; Elliot et al. 1993). Después de la cirugía LASIK, los cambios en la calidad óptica que sufre la córnea pueden tener un impacto significativo en la función visual (Holladay et al. 1999) ya que la asfericidad corneal postoperatoria aumenta con la cantidad de tratamiento de láser excimer para miopía (Holladay et al. 2002). De esta manera, la discapacidad por deslumbramiento es necesario evaluarla independientemente de la agudeza visual y la sensibilidad al contraste.

Fan-Paul (2002) destacó que los términos deslumbramiento y discapacidad por deslumbramiento son conceptos a menudo confusos en la literatura. El término discapacidad

por deslumbramiento se refiere a alguna reducción subjetiva en la función visual debida a una fuente de deslumbramiento cercana dispersada por los medios oculares (Elliot, 1998; Probst, 2004), mientras que deslumbramiento es un término físico referido a una fuente de luz (Probst, 2004). La importancia de la discapacidad por deslumbramiento radica en como afecta a muchas de nuestras actividades rutinarias, tal como la conducción nocturna. En estudios con pacientes operados de miopía se ha encontrado una discapacidad por deslumbramiento aumentada al mes después de PRK, 3 y 6 meses después de la Queratotomía radial (Ghaith et al. 1998), y 3 meses después del LASIK (Sano et al. 2000).

Teniendo en cuenta todos los aspectos anteriores y conocidas las ventajas que presenta el pigmento macular, en este estudio se plantea la utilización de un filtro amarillo para solucionar los efectos negativos de la iluminación mesópica en la función visual. En los años 60, los investigadores ya se cuestionaron como mejorar ciertos aspectos de la función visual fotópica, diseñando los llamados filtros amarillos. En las últimas décadas, se han realizado numerosos estudios sobre los efectos de los filtros amarillos en la función visual, presentando discrepancias entre las diferentes investigaciones. Los filtros amarillos fueron desarrollados para evitar el deterioro que tiene lugar en la percepción visual de actividades como la caza (Clark, 1969<sub>a</sub>), el esquí, la aviación (Clark, 1969<sub>b</sub>), y el tiro al blanco (Bierman, 1952). Hoy en día los filtros amarillos son usados por su aparente mejoría de la percepción luminosa (Chung et al. 1999; Kelly, 1990) así como de la sensibilidad al contraste en condiciones fotópicas (Yap, 1984; Rabin y Wiley, 1996; Wolfsohn et al. 2000), y también en numerosas patologías oculares (Rosenblum et al. 2000; Linnik et al. 1992; Kinney et al. 1983<sub>a</sub>).

En actividades al aire libre con luz solar (esquí, caza, vela, etc), las longitudes de onda corta dispersadas por la atmósfera húmeda son eliminadas por los filtros amarillos, aportando un aparente aumento del contraste de objetos de longitud de onda larga, observados sobre fondo de longitud de onda corta como es el cielo azul (Luria, 1972; Rabin y Wiley, 1996). Los filtros amarillos eliminan las radiaciones de onda corta o luz azul produciendo un descenso de la aberración cromática (Chung et al. 1999, Sivak et al. 1978) y por tanto, una disminución del error de foco. Yoon y Williams (2002) encontraron que la sensibilidad al contraste y la agudeza visual aumentaban después de corregir las aberraciones cromáticas y monocromáticas del ojo. Estos filtros también causan una reducción de la dispersión de Rayleigh dentro del ojo (Rabin y Wiley, 1996), la cual dispersa preferentemente luz azul

(dispersa luz en proporción inversa a  $\lambda^4$ ). Sin embargo, otros estudios niegan la existencia de cantidades significativas de dispersión dependiente de la longitud de onda en ojos normales y con cataratas, siendo la mayoría de la luz dispersada de partícula grande (Van den Berg et al. 1991; Whitaker et al. 1993; Wooten et al. 1987). Sin embargo, Zigman (1990) demostró la mejora de la función visual, bajo condiciones de excesiva dispersión y fluorescencia intraocular, con filtros que absorbían longitudes de onda inferiores a 480 nm. Tales filtros pueden particularmente ayudar a reducir la discapacidad por deslumbramiento en pacientes con catarata nuclear y cortical y en diabéticos (Zigman, 1990).

Kinney y colaboradores (Kinney et al. 1983<sub>b</sub>) probaron como los filtros amarillos reducen el tiempo de reacción en el rango medio de las frecuencias espaciales con bajo contraste, como resultado de una contribución extra al canal de luminosidad y debido a una reducción en los componentes oponentes de los canales cromáticos en la percepción luminosa, sugiriendo que la mejoría de la función visual es de origen neuronal. Kelly (Kelly, 1990) postula que la mejoría de la percepción luminosa a través de los filtros amarillos es mediada por las señales de los bastones a las vías cromáticas.

Los filtros también aumentan la percepción de la profundidad (Kinney et al. 1983<sub>a</sub>) y de los contornos (Corth, 1985) en condiciones pobres de visibilidad (niebla) como un terreno nevado; para estímulos con un rango de frecuencia espacial baja y media. Kinney (Kinney et al. 1983<sub>b</sub>) mantiene que los filtros amarillos, al absorber las longitudes de onda corta, reducen el efecto sustractivo producido en el sistema cromático, dando como resultado un aumento de la respuesta fisiológica a la luminosidad. Esta explicación parece consistente con que la mejoría visual esté limitada a frecuencias espaciales intermedias ya que las vías cromáticas no procesan detalles espaciales finos o lo que es lo mismo frecuencias espaciales altas.

Por otro lado, otros investigadores no han encontrado mejorías significativas en la percepción luminosa fotópica, en el umbral de contraste (Kelly, 1990; Zigman, 1990; Luria, 1972), ni en la discriminación del color, e incluso han encontrado efectos negativos, puesto que la respuesta del observador depende del contenido espacial y cromático de la escena y del nivel de luminancia (Kuyk et al. 1990). Otros autores tampoco han encontrado mejoras significativas en la estereopsis (Pokorny et al. 1968).

Una conclusión coincidente en todos los estudios es que los filtros amarillos producen una mejoría de la función visual en condiciones fotópicas y esta mejoría depende de la edad, tamaño del test (Luria, 1972) y de la iluminación de la escena (Kuyk et al. 1990). En condiciones mesópicas los estudios existentes son escasos, excepto los realizados por Yap (Yap, 1984) que no dieron ninguna mejoría. Por otro lado, en pacientes operados de cirugía refractiva no se han realizado casi estudios para comprobar la posible mejoría de la visión nocturna con el uso de filtros amarillos.

A continuación se describen las variables psicofísicas de la función visual utilizadas en esta investigación para valorar el efecto del filtro amarillo.

## **2. CALIDAD DE IMAGEN RETINIANA**

La calidad del sistema visual depende de la contribución de factores ópticos y neuronales, y sus medidas subjetivas dependen de factores psicofísicos.

Los factores ópticos que determinan la calidad de la imagen retiniana y afectan a la calidad del sistema visual son los errores refractivos, las aberraciones oculares, la difracción y la dispersión. Los tres factores primeros dependen de la longitud de onda y del diámetro pupilar, y pueden ser fácilmente cuantificados. La dispersión es más compleja, y depende del nivel y naturaleza de la turbidez de los medios oculares, en particular del tamaño y distribución espacial de los centros de dispersión.

Los factores neuronales que afectan a la calidad del sistema visual incluyen el tamaño y separación de las células de la retina, el grado de sumación espacial en los diversos niveles de procesamiento desde la retina hasta la corteza visual, y el procesamiento a niveles superiores.

La influencia relativa de los factores ópticos y neuronales en la calidad del sistema visual varía con la posición retiniana y el criterio utilizado para evaluar la calidad. En la región foveal, la calidad de la imagen retiniana enfocada parece igualada a la resolución de la red neuronal a tamaños de pupila óptimos de 2-3 mm (Campbell y Green, 1965; Campbell y Gubisch, 1966. Sin embargo, la resolución en el campo visual periférico está limitada mucho más por factores neuronales que por factores ópticos (Green, 1970; Wang et al. 1997).

Las medidas directas de la calidad de la imagen retiniana no son posibles por la inaccesibilidad de la retina. La calidad de la imagen retiniana se puede estimar a partir de las aberraciones o de las medidas psicofísicas de la función visual.

Los criterios para examinar la calidad de la imagen retiniana son comunes a los utilizados para analizar los sistemas ópticos generales. Estos son la distribución de intensidad en la imagen de un punto (PSF) y la Función de Transferencia de Óptica (OTF). El ojo humano como sistema óptico puede considerarse, en visión foveal, como un sistema bidimensional lineal y especialmente invariante. Así pues, si se conoce la distribución de intensidad en la imagen de un punto (PSF) se puede conocer la imagen de cualquier objeto extenso (siempre que el tamaño no exceda del área de invariancia o isoplanatismo) mediante

convolución entre la PSF y la imagen geométrica del objeto. Por ello, la PSF describe unívocamente el comportamiento del sistema (Artal et al. 1988, 1993, 1995<sub>a</sub>, 1995<sub>b</sub>; Navarro y Losada 1995; Williams et al. 1994, 1996). Alternativamente, se utiliza también la Función de Transferencia Óptica (OTF) que es una función compleja, transformada de Fourier de la PSF (Artal et al. 1995<sub>a</sub>). El módulo de la OTF es la Función de Transferencia de Modulación (MTF), que nos da el valor en que se reduce el contraste de una distribución de luminancia sinusoidal al atravesar un sistema óptico, y la fase es la Función de Transferencia de Fase (PTF). Por lo general, se utiliza la MTF para caracterizar no solo la calidad de imagen de sistemas ópticos como el ojo sino también de cualquier sistema lineal e incluso de algunos sistemas no lineales por extensión y comodidad del formalismo de Fourier (Born 1987).

Generalmente, la MTF ha sido obtenida a partir de imágenes retinianas de líneas, bordes o redes formadas por doble paso a través de los medios oculares. Flamant (Flamant, 1955) obtuvo por primera vez un registro fotográfico de la imagen aérea de una rendija y sus resultados fueron confirmados en estudios posteriores con mejores métodos de registro (Krauskopf 1962, Rhoder 1962, Westheimer 1963, Krauskopf 1964). Campbell y Gubisch (Campbell y Gubisch, 1966) obtuvieron la MTF unidimensional para distintos tamaños de pupila a partir de la luz reflejada por la imagen de una línea. Posteriormente, Gubisch obtuvo imágenes de bordes de playa y discos (Gubisch 1967).

Por otro lado, y además de los métodos de doble paso, la MTF del ojo humano se ha determinado también por medio de métodos indirectos, basados en determinaciones subjetivas (Arnulf et al. 1960, Campbell et al. 1965). Campbell y Gubisch compararon estas determinaciones subjetivas con las medidas obtenidas por el método de doble paso (Campbell y Gubisch, 1966), mostrando un buen acuerdo de ambos tipos de datos.

Aunque el formalismo de Fourier es apropiado para el estudio de las propiedades ópticas del ojo, e incluso para el comportamiento de las células receptoras, no tendría porque serlo en principio para el sistema neuronal que procesa la imagen retiniana puesto que el proceso es altamente no lineal salvo en condiciones muy restringidas. Sin embargo, en los trabajos de De Lange (1954) y Schade (1956) aparece implícitamente la aplicación de los conceptos de análisis y síntesis de Fourier al estudio del sistema visual humano como transmisor y calibrador de imágenes. En posteriores estudios estos conceptos aparecen ya explícitamente (Patel, 1966, van Meeteren et al. 1968; Campbell y Robson, 1968).

Campbell y Robson (1968) sugieren que el mundo visual es disgregado en la corteza visual en componentes separados de frecuencia espacial mediante el análisis de Fourier, y esta información es procesada por canales diferentes en la corteza visual. Sin embargo el modelo de Fourier es simplista, y ha llevado a excesivas simplificaciones. Por ejemplo, es incorrecto sugerir que cualquier distribución de luz espacial puede ser sintetizada en redes sinusoidales (Regan 1991<sub>a</sub>). Otros investigadores llegaron a la conclusión de que al igual que numerosos canales transmiten información de contraste considerando ondas sinusoidales, también hay canales que transmiten información de supraumbrales, al igual que hay canales para el color, movimiento, profundidad, y disparidad (Livingstone y Hubel, 1987; Regan 1991<sub>b</sub>).

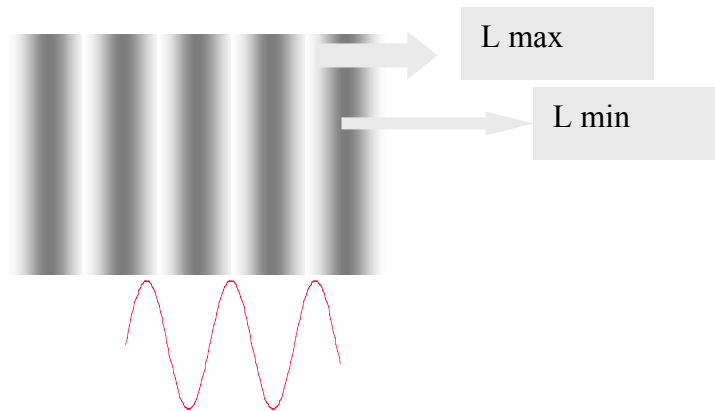
En general, y a pesar de las limitaciones impuestas por la no linealidad del sistema visual, los datos obtenidos con tests sinusoidales han sido ampliamente considerados como herramienta idónea para la descripción de la visión espacial.

Dado que el sistema visual responde bien a los cambios espaciales en luminancia a través de la retina, una forma obvia de caracterizar la habilidad del sistema visual para detectar tales cambios es medir el contraste umbral necesario para ver un estímulo cuya luminancia varía espacialmente. Este tipo de estímulo se consigue con redes de onda sinusoidal ya que éstas pueden ser especificadas de una manera muy precisa.

Las redes de ondas sinusoidales son repetitivas barras luminosas y oscuras cuyos perfiles de luminancia tienen la forma de la función matemática seno (figura 1). El contraste de Michaelson se define como

$$\text{Contraste de Michelson} = \frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\max} + L_{\min}}$$

y generalmente se usa en el cálculo del contraste de las redes sinusoidales.  $L_{\max}$  y  $L_{\min}$  son las luminancias de las regiones luminosas y oscuras de las redes respectivamente. El contraste de Michelson es una cantidad sin unidades, variando entre 0 y 1 o 0% y 100%.



**Figura 1: Modelo de red sinusoidal**

Un par de barras clara y oscura forma un ciclo. También se denomina periodo espacial de la red, y es la distancia entre dos máximos o mínimos en el perfil de luminancia (figura 1). La frecuencia espacial es el número de periodos o ciclos completos de alternancias luminosas por grado de ángulo visual y se mide en ciclos/grado. Cuando un número elevado de redes se ajustan dentro de un grado de ángulo visual, se dice que la red tiene una frecuencia espacial alta y las redes son finas. Cuando las redes son anchas, es decir, son pocas las que se pueden ajustar en un grado de ángulo visual, se dice que la red es de frecuencia espacial baja.

La fase espacial se refiere a la posición de una red respecto a una referencia o a otra red. Por ejemplo, si dos redes están en fase, los picos y los senos de sus perfiles de luminancia sinusoidal estarán alineados. Si dos redes están  $180^\circ$  fuera de fase, el pico de un perfil de luminancia estará alineado con el seno de otro perfil.



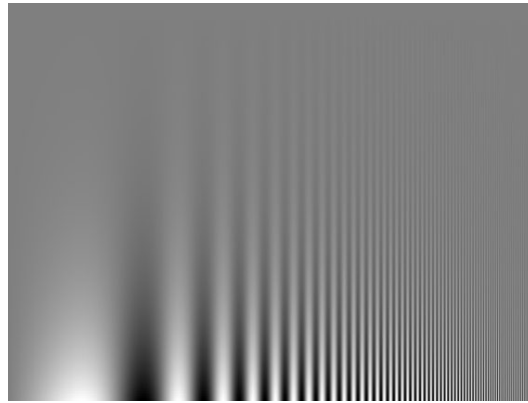
## 2.1. Función de Sensibilidad al Contraste (CSF)

La función de la sensibilidad al contraste (CSF) representa la medida psicofísica de la sensibilidad del sistema visual a los cambios de luminancia espacial para la detección de distribuciones sinusoidales (Campbell y Green, 1965; Bour, 1980; Willians et al. 1994). La CSF es análoga, en cierto modo, a la MTF de un sistema óptico, pero en el caso del sistema visual la CSF incluye además el procesamiento neuronal de la señal. Ambos factores ópticos y neuronales contribuyen a una CSF normal, siendo los factores ópticos la mayor limitación para la visión central (Thibos et al. 1996). Campbell y Robson (Campbell y Robson, 1968) dieron el nombre de función de sensibilidad al contraste o CSF a la representación de la inversa del contraste umbral de distribuciones sinusoidales en función de la frecuencia espacial de la senoide. Una curva de sensibilidad al contraste a través de un rango de frecuencias espaciales da la función de sensibilidad al contraste.

La CSF del sistema visual, incluyendo el efecto degradante de los dioptrios oculares y el procesamiento neuronal, se mide presentando redes sinusoidales de una determinada frecuencia espacial en una pantalla de ordenador. El procedimiento experimental consiste en ir reduciendo el contraste de una red sinusoidal, manteniendo su luminancia media constante hasta alcanzar su umbral, es decir, hasta que el observador vea un campo uniforme. La inversa de este nivel de contraste es la sensibilidad al contraste. La medida se repite para las diferentes frecuencias espaciales y se obtiene la función de sensibilidad al contraste. Por lo tanto, la gráfica que muestra la cantidad de contraste imprescindible para detectar redes de distinta frecuencia espacial se conoce como umbral de la función de sensibilidad al contraste espacial.

La sensibilidad al contraste, al igual que el contraste, es un número adimensional que varía desde 1 hasta un valor elevado que depende de las condiciones del estímulo. Cuando el contraste de una red sinusoidal es cero,  $L_{\max}$  es igual a  $L_{\min}$ , no se puede ver ninguna red. Cuando el contraste se aumenta gradualmente, como sucede de arriba abajo en la figura 2, un patrón de luz y oscuridad emerge como umbral de contraste (Campbell y Robson, 1968). En esta figura, el contraste al cual el patrón empieza a ser visible varía a medida que la frecuencia espacial aumenta de izquierda a derecha. Los puntos más elevados en la figura, a los cuales las ondas pueden ser detectadas, son los umbrales de contraste para cada frecuencia espacial.

La figura 2 permite apreciar la forma general de U invertida de la función de sensibilidad al contraste espacial (CSF) humana

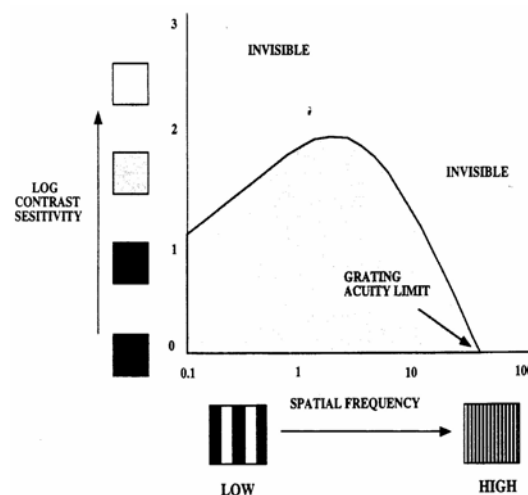


**Figura 2: Patrón de contraste diseñado para demostrar la forma de la CSF espacial humana (Campbell y Robson, 1968).**

En general, la forma de la función de sensibilidad al contraste espacial humana en condiciones fotópicas es la mostrada en la figura 3. Es la de una función de paso de banda que asigna valores máximos de sensibilidad al contraste (2.3 unidades logarítmicas) a frecuencias intermedias entre 2 y 6 ciclos/grado. Por otra parte, se produce un descenso gradual de la sensibilidad al contraste en las frecuencias bajas y una disminución más rápida en las frecuencias altas. La disminución en bajas frecuencias para tests estacionarios es atribuida a mecanismos neuronales mientras que en las altas frecuencias se atribuye además a mecanismos físicos como el sistema óptico del ojo, fotorreceptores, etc... (Robson, 1966; Charman, 1991).

Las frecuencias espaciales bajas (inferiores a 0.5 c/g) se relacionan con la detección de objetos grandes. En términos prácticos, la detección de frecuencias espaciales bajas nos ayuda a evitar ser atropellados por un autobús, sin embargo no diferencia el autobús de otros objetos grandes como por ejemplo un camión. La detección de frecuencias espaciales medias (de 2 a 6 c/g) permite el reconocimiento del objeto grande, es decir, saber si es un autobús o un camión, y además nos ayuda a identificar la puerta. Los detalles finos requieren la detección de las frecuencias espaciales altas (más de 10 c/g), que nos permite leer el número del

autobús. La mayoría de las tareas requieren frecuencias espaciales medias y, afortunadamente, estas frecuencias se corresponden con el máximo de la CSF. Por otro lado, las letras implican a muchas frecuencias espaciales (Bouma, 1971), una letra de tamaño 0.1 de agudeza visual se corresponde aproximadamente con 3 ciclos/grado, una letra de tamaño de 1.0 equivale a 30 ciclos/grado y una de agudeza visual 2.0 a 60 ciclos/grado.



**Figura 3: Función típica de sensibilidad al contraste fotópica.**

El punto donde la CSF corta el eje de las x se llama frecuencia de corte (figura 3), e indica las redes más finas (máxima frecuencia espacial, entre 30 y 60 ciclos/grado) que pueden ser vistas al 100% de contraste, representando la agudeza visual de redes.

Uno de los primeros procedimientos de valoración de la función visual es la determinación de la agudeza visual. Al paciente se le invita a leer el optotipo más pequeño que pueda resolver en un test de alto contraste. La determinación de la agudeza visual (AV) es, esencialmente, una medida del punto de corte de la CSF del paciente con las frecuencias espaciales altas (Bedell, 2002)

Las letras contienen información de varias frecuencias espaciales con diferentes orientaciones (Regan, 1988). Si consideramos el optotipo de la **E** de Snellen, los trazos de la letra E pueden ser considerados como si fueran barras de una red cuadrada espacial. Para que

el paciente lea la letra **E**, él debe poder resolver las barras (o espacios entre las barras) que forman la **E**. El ángulo que justamente subtienden las barras (o espacios) en el ojo se llama ángulo mínimo de resolución (MAR). Un optotipo típico se diseña tal que su tamaño es cinco veces el tamaño de este ángulo MAR. El optotipo **E** se puede considerar que tiene cinco detalles que deben ser resueltos, las barras y los espacios de la **E**.

Cuando cada detalle de la **E** subtiende un MAR de 1' de arco la AV es la unidad (toda la letra subtiende 5' de arco). La combinación de un trazo y espacio de la E de Snellen corresponde a un ciclo de una red espacial. Un paciente con AV unidad puede escasamente resolver una red con barras o espacios que subtienda 1' de arco, por tanto el conjunto de barra y espacio de la red (1 ciclo) subtiende 2' de arco. Como las frecuencias espaciales normalmente se expresan en ciclos por grado de ángulo visual, se puede realizar la siguiente conversión para pasar de minutos de arco a ciclos/grado:

$$\frac{1\text{ciclo}}{2'\text{arco}} * \frac{60'\text{arco}}{1\text{grado}} = 30\text{ciclos/ grado}$$

Una agudeza visual unidad corresponde a una agudeza de red de 30 ciclos por grado, que significa una anchura de franja de un minuto de arco. Así, una AV unidad es equivalente a un corte en la función de sensibilidad al contraste en frecuencia espacial alta de 30 ciclos por grado de ángulo visual.

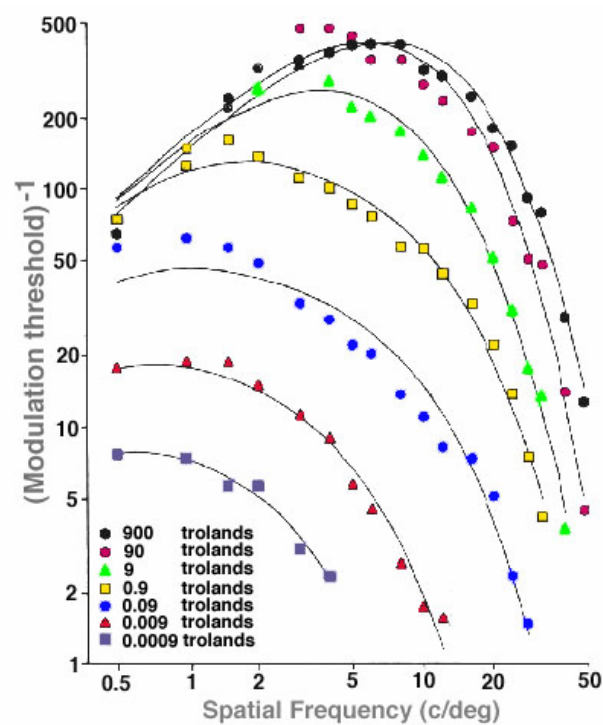
Otra ecuación usada para pasar de ciclos/grado a MAR es la siguiente:

$$MAR = \frac{30}{\text{ciclos/ grado}}$$

### **2.1.1. Factores que afectan a la Función de Sensibilidad al Contraste (CSF)**

Se han realizado numerosos estudios sobre la variación de la función de sensibilidad al contraste con distintos parámetros tales como el nivel de iluminancia retiniana, el error refractivo, la edad etc...A continuación se describen los que tienen más relación con el presente trabajo.

La medida de umbral de contraste por medio de una red sinusoidal es similar a medir un umbral diferencial (Comerford et al. 2002). El umbral diferencial para estímulos puntuales de luz sobre un fondo grande varía con la luminancia del fondo tal que el umbral  $\Delta L/L$  aumenta a medida que la luminancia del fondo disminuye (Comerford et al. 2002). Un aumento de la fracción de Weber es lo mismo que un aumento del contraste que se necesita para detectar un estímulo puntual. Por lo tanto, el umbral de contraste se eleva (la sensibilidad disminuye) en la CSF espacial humana a medida que la iluminancia retiniana desciende, aunque no uniformemente a todas las frecuencias espaciales.



**Figura 4: Funciones de sensibilidad al contraste espaciales según la iluminancia retiniana media (De Valois et al. 1974).**

La figura 4 muestra como, a niveles de iluminancia retiniana fótópica alta, la CSF espacial en un observador humano tiene su máximo aproximadamente a ocho ciclos por grado, y el corte de las frecuencias espaciales altas se encuentra más o menos en 50 ciclos por grado.

La CSF espacial cambia de tres maneras a medida que la iluminancia retiniana media de la red se reduce. Primero, el máximo de la sensibilidad al contraste se desplaza hacia las frecuencias espaciales más bajas. Segundo, independientemente de la iluminancia, siempre existe un corte pronunciado de alta frecuencia espacial, presentándose a frecuencias menos elevadas a medida que la iluminancia retiniana media es más baja. El desplazamiento del máximo de la CSF desde la frecuencia espacial de ocho a dos ciclos por grado y la disminución de la frecuencia de corte, se puede explicar por la transición desde las condiciones de iluminación fotópicas, donde los campos receptores de los conos son pequeños, a las condiciones de iluminación escotópicas, donde los campos receptores de los bastones son más grandes (De Valois et al. 1974). Tercero, a medida que la iluminancia retiniana descende, no se observa la disminución típica de la sensibilidad al contraste en las frecuencias bajas, simplemente la sensibilidad al contraste disminuye progresivamente a medida que aumenta la frecuencia espacial. Esto se relaciona con la desactivación de los campos receptores periféricos en condiciones de muy baja luminancia (Barlow et al. 1957).

El defecto óptico más importante que afecta a la calidad de la imagen retiniana es el error refractivo. La forma típica de la curva de la función de sensibilidad al contraste tiene la característica de un filtro de pasa-larga, con un descenso monótono en el máximo de la curva y en su parte inferior. Las ametropías esféricas reducen la sensibilidad al contraste proporcionalmente a la frecuencia espacial, con un mínimo efecto en las frecuencias bajas, una moderada reducción en las medias y un mayor descenso en las frecuencias espaciales altas (Campbell y Green, 1965; Woods y Wood, 1995).

Woods (Woods et al. 1996) y Atchinson (Atchinson et al. 1998) obtuvieron hasta cuatro muescas en la CSF con un desenfoque de  $-3$  D, que generalmente coincidían bien con las predicciones realizadas desde la función de transferencia de modulación (MTF). Incluso en niveles pequeños de error refractivo ( $0.5$  D) se pueden producir bastantes pérdidas señaladas, demostrando que es importante compensar incluso los errores pequeños para prevenir pérdidas incorrectas atribuidas a la retina o a causas patológicas neuronales. También los astigmatismos no compensados pueden provocar pérdidas con muescas en la CSF (utilizando ondas sinusoidales) al producirse diplopia monocular (Apkarian et al. 1987; Bour y Apkarian 1996). Cuando la cantidad de diplopia se iguala al tamaño de las redes, las ondas no pueden ser vistas, y se produce una pérdida clara en muesca de la CSF.

La presbicia igualmente afectaría a las frecuencias espaciales altas si los pacientes presbíteros son examinados a una distancia de trabajo corta y sin la compensación de cerca.

Otro factor de importancia a considerar en la CSF espacial es la influencia de la edad. Hasta ahora, los estudios realizados muestran generalmente un descenso de la sensibilidad al contraste con la edad en ojos sanos en las frecuencias espaciales medias y altas en condiciones de iluminación fotópica (Elliott et al. 1990a, Elliott y Whitaker, 1992; Owsley et al. 1983; Haegerstrom et al. 1999; Puell et al. 2004<sub>a</sub>) al igual que en condiciones de iluminación mesópica (Owsley, 1994; Puell et al. 2004<sub>a</sub>).

Elliott y colaboradores (Elliott et al. 1990<sub>b</sub>) establecieron la edad límite en 50 años para valores normales de sensibilidad al contraste en condiciones de iluminación fotópica, mientras que Puell (Puell et al. 2004<sub>a</sub>) no encuentra cambios significativos hasta cerca de los 60 años al igual que Mäntyjärvi (Mäntyjärvi et al. 2001). La mayoría de los tests clínicos de sensibilidad al contraste muestran un descenso a lo largo de la edad (Elliott y Whitaker, 1992; Wilkins et al. 1988), y gran parte de ellos facilitan datos normales relacionados con la edad (Wilkins et al. 1988; Mäntyjärvi et al. 2001; Puell et al. 2004<sub>a</sub>). Elliott y Whitaker (1992) encuentran como valores normales una sensibilidad media de 1.65 unidades logarítmicas para pacientes entre 20 y 50 años y de 1.50 unidades logarítmicas para pacientes mayores de 50 años. Con el test Pelli-Robson, Puell y colaboradores (2004<sub>a</sub>) obtuvieron un descenso de la CSF de 0.20 unidades logarítmicas entre los sujetos más jóvenes y los más mayores. En el estudio de Rubin y colaboradores (1997) se observó una disminución de 0.1 unidades logarítmicas por década de edad entre los 65 y 85 años.

En condiciones de iluminación mesópica ( $10^{-3} - 10 \text{ cd/m}^2$ ) o de baja iluminación como las que se presentan en conducción nocturna o en un día de niebla o lluvioso (Akashi et al. 2002), la habilidad para reconocer contrastes débiles pasa a tener un papel más importante que la agudeza visual de alto contraste (Owsley, 1994). Sloan y colaboradores (1988) obtuvieron una pérdida de sensibilidad al contraste mesópica utilizando redes sinusoidales en un grupo de sujetos mayores con respecto de un grupo de jóvenes. En un reciente estudio, Puell y colaboradores (2004<sub>a</sub>) observaron como la sensibilidad al contraste mesópica medida con el test de Pelli-Robson empezaba a descender una década antes que en condiciones fotópicas, probablemente debido a la pérdida de luz producida por la disminución del diámetro pupilar y el aumento de la densidad del cristalino con la edad. Cuando compararon la sensibilidad al

contraste fotópica con la mesópica, en los mismos pacientes, encontraron una pérdida en la sensibilidad al contraste debido a la luminancia que aumentaba a partir de los 50 años en adelante. Cuando Puell y colaboradores (2004<sub>b</sub>) midieron con el Mesotest II la sensibilidad al contraste mesópica en 297 conductores (entre 21 y más de 70 años) encontraron un descenso gradual de 0.3 unidades logarítmicas entre los 51 y 60 años en adelante.

Consistente con el descenso de la CSF producido por la edad, las investigaciones realizadas sobre la sensibilidad al contraste indican que, incluso en ausencia de enfermedades oculares, hay cambios normales relacionados con la edad en la función visual. Parte de la pérdida visual es atribuible al descenso de la iluminancia retiniana causado por los cambios en el tamaño pupilar con la edad y por la pérdida de transparencia de los medios, pero los cambios neuronales también afectan al reconocimiento e identificación (Elliott, 1998; Owsley, 1983; Spear, 1993). La calidad de la imagen retiniana en diferentes grupos de edad es mucho más pobre para el grupo de más edad a cualquier tamaño pupilar cuando ésta es determinada mediante la función de transferencia de modulación (MTF) (Artal et al. 1993; Guirao et al. 1999). Cuando corrigieron sus resultados para la dispersión, Artal y colaboradores (1993) atribuyeron el descenso relacionado con la edad al aumento producido en las aberraciones. Utilizando la técnica del aberroscopio, Calver y colaboradores (1999) encontraron que la MTF era más baja en el grupo de mayores ( $68 \pm 5$  años) que en el grupo de jóvenes ( $24 \pm 3$  años) a cualquier tamaño pupilar, sin embargo la miosis pupilar provocó en los ojos mayores menores niveles de aberración a tamaños pupilares naturales.

### **2.1.2. Implicaciones clínicas de la medida de la sensibilidad al contraste**

Durante muchos años, la agudeza visual de alto contraste ha sido el soporte principal del examen visual en la práctica optométrica. La agudeza visual es la medida de reconocimiento de las letras más pequeñas (alta frecuencia espacial) de alto contraste o límite de resolución del sistema visual, sensible a cambios con el error refractivo. Desafortunadamente, los tests convencionales de agudeza visual de alto contraste se ven limitados ya que, a pesar de una compensación refractiva correcta, numerosos pacientes se quejan de problemas visuales que no pueden ser detectados por dichos tests. Esta situación es habitual en ojos con principio de cataratas, glaucoma crónico y en pacientes con lentes de



contacto. Estos sutiles problemas visuales pueden ser penosos para el paciente y confusos para el examinador (Woods y Wood, 1995).

El paciente que experimenta una reducción en la sensibilidad al contraste a bajas y medias frecuencias espaciales puede tener una gran pérdida de la función visual y requerir una atención más temprana que un paciente quién sólo experimenta una reducción en las altas frecuencias (esto es, agudeza visual) (Arden, 1988; American Academy of Ophthalmology, 1990). Un descenso de la sensibilidad al contraste en bajas y medias frecuencias espaciales, con una agudeza visual normal, reduciría la habilidad para detectar objetos de tamaño grande a moderado en condiciones de bajo contraste (por ejemplo, un día lluvioso), y por consiguiente, compromete seriamente la orientación y la movilidad del paciente (Marron et al. 1982, Woods y Wood, 1995).

Para algunos autores, la efectividad de los tests de sensibilidad al contraste no es más útil que la agudeza visual de alto contraste para detectar enfermedades oculares (Arden, 1988; Elliot y Whitaker, 1992; Ariyasu et al. 1996). Sin embargo, numerosas enfermedades oculares y condiciones influyen sobre la sensibilidad al contraste (Leguire, 1991). La CSF muestra un descenso en las frecuencias espaciales bajas y medias cuando la agudeza visual de alto contraste es normal en condiciones tales como cataratas, la diabetes, el glaucoma, el queratocono, la esclerosis múltiple, la hipertensión ocular, la neuritis óptica, el papiloedema, y la degeneración macular senil (Leguire, 1991; Mitchell, 1993; Norton et al. 2002).

Cuando las vías visuales centrales se encuentran afectadas, puede ocurrir una disociación entre agudeza visual y la CSF espacial. Por ejemplo, los pacientes con esclerosis múltiple a menudo tienen una pérdida de sensibilidad al contraste en las frecuencias espaciales bajas pero retienen la sensibilidad al contraste en las frecuencias espaciales altas, y la agudeza visual no se encuentra afectada (Regan, 1991<sub>c</sub>). Por otro lado, pacientes con estrabismo y ambliopía tienen normalmente una reducción de la CSF en las frecuencias espaciales medias y altas, resultando en una reducción en la frecuencia de corte que es normalmente detectada con una medida de agudeza visual. La medida de la CSF se usa para explicar las pérdidas visuales experimentadas por los pacientes y no como una herramienta de diagnóstico. Esta medida de la CSF es más útil para determinar los efectos de los problemas visuales en la calidad de vida de los pacientes (Norton et al. 2002).

Atendiendo a una cuestión básica como es la movilidad de las personas. Los pacientes mayores cuya función visual es peor debido a la degeneración macular asociada a la edad (DMAE) son cada vez más numerosos debido al aumento de la esperanza de vida. Kuyk y Elliot (1999) encontraron que la sensibilidad al contraste medida con el test de Pelli-Robson podía predecir el tiempo que tardarían pacientes con DMAE en andar por trayectos que tuvieran obstáculos visuales y el número de colisiones con los obstáculos. En pacientes con agudezas visuales logarítmicas inferiores a 0.18, la pérdida de 1 unidad logarítmica en la sensibilidad al contraste a seis ciclos por grado estuvo asociada significativamente en aquellos pacientes que tuvieron dos o más caídas a lo largo de un periodo de 12 meses (Ivers et al. 1998). Owsley y Sloane (1987) encontraron que la detección de frecuencias espaciales bajas e intermedias se correlaciona bien con el reconocimiento de objetos del mundo real, tal como caras y señales de circulación.

En culturas donde la lectura es una actividad importante, la pérdida de sensibilidad al contraste espacial, junto con la agudeza visual, juega un papel importante en las medidas de la calidad de vida de pacientes con deterioro visual (Hart et al. 1998). Los efectos del contraste en la lectura están muy relacionados con las pérdidas de sensibilidad al contraste de los pacientes de baja visión (Legge et al. 1987). Una reducción global en la CSF espacial de los pacientes, tiene un mayor efecto en la lectura que una depresión pequeña en la sensibilidad a determinadas frecuencias espaciales. En pacientes con baja visión la atenuación del contraste se debe a cualquier factor óptico, como es la dispersión intraocular en un ojo con medios poco transparentes, o una reducción en el contraste efectivo en ojos con pérdidas de campo visual (Rubin y Legge (1989).

Las quejas visuales de los pacientes de baja visión incluyen la dificultad de reconocer caras. Se ha sugerido que el reconocimiento de caras se puede mejorar para pacientes con una pérdida de sensibilidad al contraste en las frecuencias espaciales medias y bajas mediante el aumento del contraste de los rasgos faciales con técnicas computerizadas de procesamiento de imágenes. Actualmente se han diseñado pequeños dispositivos que se llevan delante de los ojos (Omoruyi y Leat 2000; Peli et al. 1994). Todavía no se ha demostrado que esta estrategia pueda proveer significativos beneficios a los pacientes de baja visión.

### **2.1.3. Medida clínica de la función de sensibilidad al contraste (CSF)**

Las primeras medidas de CSF humanas (Bodis-Wollner, 1972; Campbell y Green, 1965; DeLange, 1958) se realizaron con redes de ondas sinusoidales que fueron producidas en una pantalla de osciloscopio. Posteriormente, se usaron monitores de ordenador para presentar las redes sinusoidales en laboratorio. Ninguno de estos sistemas se pudo adaptar a las medidas requeridas en clínica, ya que la velocidad de medida es importante.

Arden y Jacobson (1978) presentaron el primer sistema clínico de medida de sensibilidad al contraste llamado test de Arden. El sistema utiliza redes sinusoidales y explora siete frecuencias espaciales (0.2, 0.4, 0.8, 1.6, 3.2 y 6.4 ciclos/grado). El contraste de las redes varía desde cero en la parte superior del panel hasta un contraste máximo en la parte inferior, cambiando gradualmente de forma logarítmica (Figura 2). Los niveles de contraste se presentan en una escala lineal de 1 a 20 unidades. Al paciente se le pregunta por el contraste más bajo que pueden detectar.

Según Wilson (1991) parece razonable acordar que el sistema visual posee de 4 a 6 canales de frecuencia espacial que modelan la detección del umbral de contraste. Esto ha tenido implicaciones en el diseño de los tests clínicos de sensibilidad al contraste; Ginsburg (1984) diseñó los tests originales Vistech para evaluar cada uno de los canales de detección de contraste. El test contiene discos fotográficos circulares dispuestos en cinco filas y nueve columnas. Cada disco contiene una red sinusoidal, y cada fila tiene una frecuencia espacial diferente (1.5, 3.0, 6.0, 12 y 18 ciclos/grado) en la cual el contraste va decreciendo de derecha a izquierda y a lo largo de las 9 columnas en pasos de 0.25 unidades logarítmicas.

Una segunda generación del test Vistech ha sido la aparición del Functional Acuity Contrast Test (FACT) desarrollado también por Ginsburg (1996). Difiere del Vistech original en que los discos de las redes están rodeados de un área oscurecida, y las redes se presentan sobre un fondo gris. El contraste de las redes decrece a pasos de 0.15 unidades logarítmicas.

La empresa Vector Vision suministra un amplio rango de sistemas que miden la sensibilidad al contraste, siendo el más popular el CSV1000-E. Este sistema utiliza redes sinusoidales para medir la sensibilidad al contraste a cuatro frecuencias espaciales (3, 6, 12 y 18 ciclos/grado). Cada frecuencia espacial se presenta en dos filas en donde se alterna la

presencia de la red sinusoidal y se reduce el contraste. La ventaja de este sistema es que presenta el panel con retro-iluminación fotópica a  $85 \text{ cd/m}^2$ .

Otro test clínico utilizado es el libro de cartas de red cuadrada de Cambridge que exploran sólo una red espacial intermedia (4 ciclos/grado a 6 m) de contraste decreciente (Wilkins et al. 1988). Las redes están compuestas por finos puntos, que no son visibles a 6 m, pero sí a distancias más cercanas. Cada red se presenta en una página con un fondo de gris uniforme, y el paciente debe indicar hacia que lado ve la red.

Además en estos últimos años el avance de los sistemas software ha puesto en el mercado numerosos programas que facilitan la presentación de redes sinusoidales de frecuencia y contraste variable a través de pantalla de ordenador.

Además de los tests que utilizan redes sinusoidales, se han desarrollado paneles de letras de bajo contraste para el examen clínico. Las letras son una medida familiar de umbral de reconocimiento para muchos pacientes. El test de Pelli-Robson determina la sensibilidad al contraste mediante la detección de tripletes de letras de un ciclo/grado en el umbral de contraste a un metro de distancia. Éste test consta de 16 tripletes de letras dispuestos en ocho líneas. El contraste de cada triplete se reduce en pasos logarítmicos (Pelli et al. 1988). Como el tamaño de la letra (frecuencia espacial) es fijo y el contraste es la variable, el procedimiento del test se considera como una medida convencional de sensibilidad al contraste (Woods y Wood, 1995). Woods y Wood (1995) sugieren realizar la medida a 3 o 4 metros de distancia, donde la frecuencia espacial fundamental examinada es aproximadamente de 3 o 4 ciclos/grado (Woods, 1993) y por lo tanto más cerca del máximo de la CSF.

Rabin (1995) introdujo el test Small Letter Contrast Sensitivity (SLCS) o test de sensibilidad al contraste de letra pequeña que contiene una serie de letras todas del mismo tamaño (5.5 M), donde el contraste se reduce progresivamente en pasos de 0.1 unidades logarítmicas. Hay 10 letras en cada uno de los 14 niveles de contraste. Comparado con las cartas de agudeza visual estándar de diseño Bailey-Lovie, los resultados del test SLCS son más sensibles a pequeños cambios en el error refractivo y muestran un mejor funcionamiento en condiciones binoculares.

### 3. AGUDEZA VISUAL

La medida de la agudeza visual espacial es una de las medidas psicofísicas más importantes y común de la función visual del ojo. La agudeza visual espacial se define como el detalle espacial más pequeño que puede ser detectado, discriminado, o identificado. Los tres tipos principales de agudeza visual espacial son: “Agudeza de Detección” (mínimo visible o mínimo detectable), “Agudeza de Localización” (mínimo discriminable o hiperagudeza) y “Agudeza de Resolución” (mínimo separable). Muchos investigadores consideran un cuarto tipo denominado “Agudeza de Identificación” o mínimo reconocible (Bedell, 2002).

- La agudeza de detección es el tamaño angular del test más pequeño visible y, fundamentalmente, es la discriminación de una intensidad umbral (un único punto negro).
- La agudeza de localización es la diferencia más pequeña de localización entre tests que puede ser discriminada (líneas Vernier).
- La agudeza de resolución es la separación espacial más pequeña distinguible entre dos puntos cercanos o líneas (redes), es decir el mínimo ángulo de resolución.
- La agudeza de identificación es una medida de los detalles en la letra (o número) más pequeña u otros tests más complejos que pueden ser reconocidos. Es una forma de agudeza de resolución. Es la medida de agudeza espacial más utilizada en clínica, ya que la agudeza visual de redes es relativamente insensible al desenfoque óptico (Thorn y Sxhwartz, 1990).

La agudeza de resolución estándar se define como 1 minuto de arco (1') para el mínimo ángulo de resolución o MAR, aunque la mayoría de las personas tienen una agudeza superior a la estándar. Actualmente los tests clínicos se diseñan para usar letras de formas estándar con legibilidades aproximadamente iguales y estructuradas espacialmente de forma coherente entre letras y entre filas de letras.

Aunque se utilizan varias escalas para representar los resultados de agudeza, la escala logarítmica del Mínimo Ángulo de Resolución (logMAR) da una estimación de los resultados de la agudeza espacial que es la más fácil de interpretar y comparar entre individuos y condiciones.

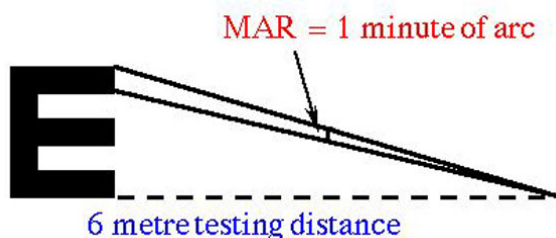
### **3.1. Agudeza visual de letras**

Aunque hay una gran variedad de tests para los cuales el sistema visual puede detectar el detalle espacial más pequeño, no todos miden las mismas características del sistema visual. Por ejemplo, aunque la resolución representa un importante componente de la agudeza de identificación, el reconocimiento de tests complejos, tal como las letras, aparentemente involucra también otros procesos espaciales (Herse y Bedell, 1989; Levi y Klein, 1982; Bedell, 2002). Estos argumentos junto con la insensibilidad que muestran las redes al error refractivo (Thorn y Sxhwartz, 1990), dan la base para considerar la agudeza de identificación como un tipo diferente de agudeza, aunque su objetivo es medir la resolución. El uso de tests de letras es ampliamente preferido para la evaluación clínica de la agudeza visual en adultos y en niños que saben leer. Las razones para utilizar letras en un examen de agudeza visual son:

1. Las letras comprenden una tarea de identificación de estímulos fácil y familiar para la mayoría de las personas permitiendo un examen rápido y fiable.
2. La agudeza visual de letras es sensible al efecto en la visión de entidades clínicas comunes como el error refractivo, anormalidades de los medios transparentes como la inflamación corneal, las cataratas, y enfermedades que afectan la región macular de la retina.
3. La identificación de letras incluye una respuesta indicadora (nombrar la letra) que está menos influida por la adivinación que en el caso de tareas basadas en la simple detección.

Para identificar una letra, una persona debe discriminar los detalles de la letra. El detalle espacial que debe ser identificado corresponde a la anchura del trazo que compone la

letra. En Estados Unidos, las letras de las cartas de agudeza visual tienen una configuración estándar en la cual cada letra es igual de ancha como de alta, y cada tamaño de trazo corresponde a un quinto del total del tamaño de la letra (Committee on Vision 1980).



**Figura 5:** Ángulo de mínima resolución (MAR) subtendido por la anchura de un trazo de la letra E.

La agudeza visual se define en términos del ángulo visual subtendido por la anchura del trazo de la letra más pequeña que una persona puede identificar de forma precisa. El ángulo subtendido por el trazo de una letra se calcula como sigue: Una letra formada por trazos de una anchura igual a 1.75 mm, tiene una altura de 8.75 mm, ya que el tamaño de cada letra es cinco veces la anchura del trazo. A 6 metros, cada anchura de trazo de 1.75 mm corresponde a un ángulo visual de 1' de arco (ángulo de mínima resolución o MAR) (figura 5), ya que

$$\tan^{-1} \left( \frac{1.75\text{mm}}{6.000\text{mm}} \right) = 1'$$

Un tipo de expresar la agudeza visual es la forma decimal que es la inversa del MAR. Otra forma es la fracción Snellen, donde el numerador representa la distancia del test (6 metros) y el denominador es la distancia a la cual el tamaño más pequeño de letra visto por el paciente subtiende 5' de arco. Seis metros es una distancia de test estándar internacionalmente aceptada ya que el estímulo está lo suficientemente lejos para no estimular la acomodación.

En los últimos años, muchos investigadores y clínicos han encontrado que la forma más razonable de expresar la agudeza visual es a través del logaritmo del MAR. De esta manera, cuando la agudeza se expresa en escala logMAR, y se presenta en cada línea un número igual de letras, el error de medida asociado permanece casi constante (Horner et al,

1985; Westheimer 1979). Consecuentemente, un cambio de agudeza de 0.10 logMAR es igualmente significativo si la agudeza inicial es 6/6 (logMAR 0) o 6/60 (logMAR 1.0).

En los tests de agudeza diseñados de acuerdo a la escala logMAR, las letras de cada línea son aproximadamente un 26% (0.1 logMAR) más grandes o más pequeñas que aquellas de la línea de más abajo o arriba. Estos tests se pueden ver desde diferentes distancias sin cambios en los tamaños relativos, o en los espacios entre letras. Además, como hay cinco letras en cada fila, a cada letra se le puede asignar un valor de 0.012 unidades logarítmicas. Si una persona identifica correctamente todas las letras de la línea de 0.3 logMAR y dos letras más de la línea de 0.2 unidades logarítmicas, el sujeto habría dado un valor de agudeza de 0.26.

La agudeza visual de letras se deteriora con el desenfoque óptico, con la luminancia reducida del test o con el contraste reducido, y con la distancia desde la fovea. La agudeza visual también se degrada con el movimiento de las letras o por tiempos de presentación pequeños. Otra limitación de la agudeza visual puede ser el desenfoque neuronal, como resultado de la convergencia de la información espacial en las neuronas con campos receptores grandes.

### **3.2. Influencia de la iluminancia retiniana en la agudeza visual**

Como es sabido, la visión a niveles altos de luminancia es mediada principalmente por conos y a niveles bajos de luminancia es medida por los bastones. A niveles de luminancia justo por encima del umbral de conos, a medida que la iluminancia retiniana aumenta, la agudeza visual primero aumenta rápidamente y luego lo hace de una manera gradual. En clínica, la agudeza se mide con luminancias que tienen relativamente poco efecto (aproximadamente 100 cd/m<sup>2</sup>) sobre ella, por lo que pequeñas fluctuaciones en la iluminación ambiente, o diferencias en el diámetro pupilar entre observadores, o en la cantidad de luz que alcanza la retina debido a la dispersión intraocular y absorción, no influyen substancialmente en el resultado.

A niveles de iluminancia bajos, la agudeza visual mediada por los bastones también mejora a medida que la iluminancia aumenta. La agudeza visual máxima alcanzada por



observadores normales en condiciones escotópicas es de 5 a 10 minutos de arco (0.7-1.0 logMAR), la cual se corresponde razonablemente con la agudeza visual registrada por individuos monocrómatas de bastones o sin conos (Haegerstrom-Portnoy et al. 1996). Como la región foveal normalmente carece de bastones, la agudeza escotópica óptima se consigue cuando el observador mira con su fovea a un lado del test de agudeza. Sin embargo, la mejor agudeza escotópica sucede a excentricidades inferiores a 20°, localización a la cual la densidad de bastones es más elevada. Esto indica que la agudeza escotópica depende fuertemente del procesamiento neuronal que sucede por encima del nivel de los receptores, es decir depende de la amplia convergencia de los bastones en las células bipolares para formar los campos receptores.

### **3.3. Influencia del desenfoque óptico y neuronal en la agudeza visual**

Los factores que pueden influir sobre la agudeza visual son: el error refractivo, la luminancia, el contraste, la localización retiniana, el movimiento y el tiempo de exposición. La mayoría de estos factores se pueden englobar en dos categorías como son el desenfoque y la detectabilidad del test.

La óptica del ojo transmite el patrón de la luminancia más alta y baja procedente de un objeto externo a los fotorreceptores retinianos. La óptica de un ojo normal es imperfecta, lo cual resulta en una cantidad mínima e irreducible de desenfoque en la imagen retiniana. La cantidad de este desenfoque varía con el tamaño de la pupila, alcanzando un mínimo cuando la pupila se encuentra entre 2 y 3 mm de diámetro (Campbell y Gubish, 1966). Las pupilas grandes dan como resultado un aumento del desenfoque debido a las aberraciones ópticas del ojo, y las pupilas más pequeñas introducen desenfoque debido a la difracción de la luz.

Las regiones de iluminancia más alta y más baja en la imagen retiniana son codificadas en un patrón espacial de hiperpolarización en los fotorreceptores retinianos, es decir, una imagen neuronal. Potencialmente, la agudeza se puede perder durante este proceso si los receptores adyacentes están espaciados más allá que los detalles de la imagen retiniana. Sin embargo, el espaciamiento de los fotorreceptores en la fovea humana se ajusta al espaciamiento que la óptica del ojo puede producir de los detalles más finos en la imagen

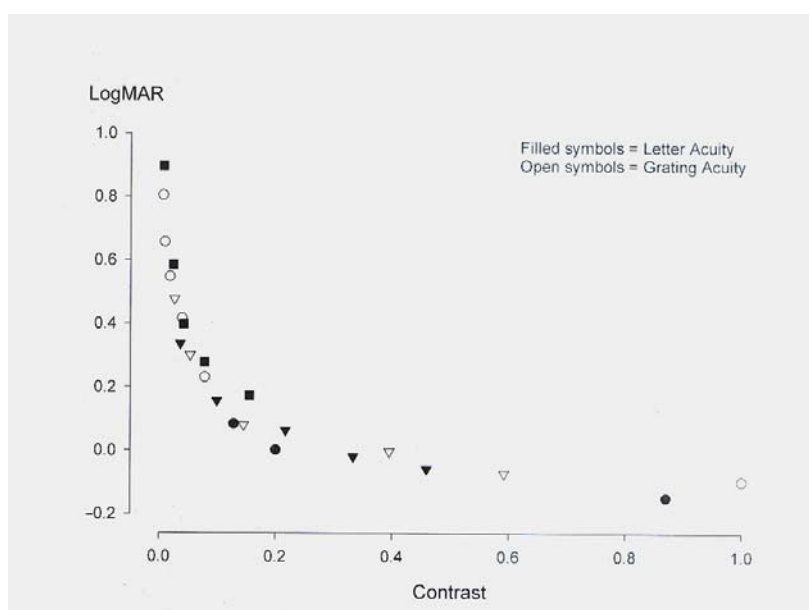
retiniana. La correspondencia entre el espaciamiento de los fotorreceptores y las propiedades ópticas del ojo no se sostiene fuera de la región foveal donde el espaciamiento entre conos adyacentes es demasiado grande para codificar con exactitud todos los detalles en la imagen retiniana (Geisler, 1989).

Como la imagen retiniana es transducida por los fotorreceptores en un patrón neuronal de actividad, los niveles posteriores de procesamiento transforman la imagen neuronal. Este proceso de transformación de la imagen retiniana continúa a través de la retina y de las estructuras visuales centrales. Así, en cada transformación existe la oportunidad de introducir un desenfoque neuronal, análogo al desenfoque óptico, que mezcla juntos los detalles de un objeto en la imagen retiniana. El desenfoque neuronal combina degradaciones entre las respuestas de los fotorreceptores vecinos, en etapas de procesamiento posteriores. Por ejemplo, si las diferentes señales de muchos fotorreceptores convergen en una sola neurona en un nivel posterior de procesamiento, entonces la imagen neuronal en este nivel está desenfocada. De hecho, los campos receptores de las células ganglionares en la retina periférica reciben información de un gran número de fotorreceptores, introduciendo desenfoque neuronal y degradando la agudeza visual (Banks et al. 1991). La convergencia de las señales de los fotorreceptores en las células ganglionares es más extensa para los bastones periféricos que para los conos (D’Zmura y Lennie, 1986), que explica, en parte, por qué la agudeza visual periférica es peor en condiciones de iluminación escotópicas que en fotópicas, incluso siendo el espaciado menor entre los bastones periféricos que entre los conos.

El segundo factor principal que afecta a la agudeza visual es la detectabilidad del test. La detectabilidad determina la dimensión de la línea más fina y el punto más pequeño que una persona puede ver. Hay una limitación importante en la detección y la discriminación de los tests, debido a las fluctuaciones en el tiempo del número de fotones que forman la imagen retiniana del test o las diferentes partes del test. Cuando se aumenta la luminancia, o el contraste o la duración de exposición de un optotipo de agudeza, hay un número más alto de fotones en la imagen retiniana y una cantidad relativamente más pequeña de fluctuación fotónica (Bailey, 2002). La resolución de dos puntos, la agudeza de redes y la agudeza de intervalo espacial mejoran con la luminancia fotópica y el contraste del test como era de esperar de acuerdo al análisis estadístico de la fluctuación fotónica en la imagen (Banks et al. 1987; Geisler 1989).

### 3.4. Influencia del contraste en la agudeza visual

Para tests que se observan con la fovea y que están bien enfocados, la agudeza de letras es peor a medida que el contraste se reduce. En la figura 6 se puede observar como la agudeza inicialmente es buena a medida que el contraste se reduce, y se ve fuertemente afectada sólo cuando el contraste se reduce a partir del 20%. Si el contraste continúa descendiendo, el MAR aumenta progresivamente (Herse y Bedell, 1989).



**Figura 6: Efecto del contraste en la agudeza visual.**

Numerosos investigadores y clínicos son partidarios del uso conjunto de tests de agudeza de alto y bajo contraste (Pelli et al. 1988; Regan y Neima, 1983<sub>a</sub>). El razonamiento para utilizar los tests de letras de bajo contraste se basa en que numerosas condiciones oculares o neurológicas pueden degradar selectivamente los mecanismos visuales responsables de la detección de objetos grandes, aún cuando la agudeza visual de alto contraste para estímulos pequeños sea relativamente normal. Los defectos de esta naturaleza no serían detectados con letras de alto contraste pero aparecerían cuando la agudeza se examinara con letras grandes de bajo contraste (Bedell, 2002).

### 3.5. Agudeza visual de bajo contraste

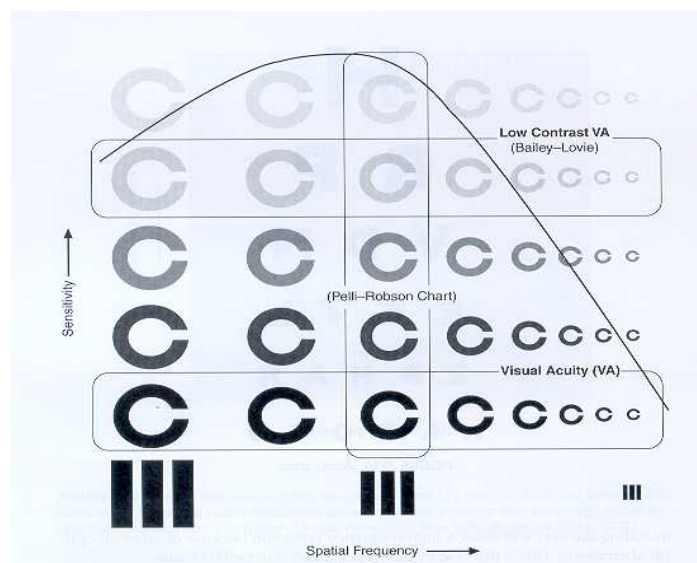
Los tests de agudeza visual de bajo contraste se utilizan como una medida para identificar cambios que afectan a la sensibilidad al contraste (Bailey, 1998). El rango de disminución de la agudeza visual con la reducción de contraste permite identificar pacientes cuya sensibilidad al contraste general está afectada por su problema visual. Los tests de agudeza visual de bajo contraste son una versión de un test de agudeza visual de contraste reducido (Woods y Wood 1995). En la práctica clínica han demostrado ser extremadamente útiles junto con la agudeza visual de alto contraste convencional.

A pesar de que en el siglo XIX ya existían descripciones de pruebas de agudeza de bajo contraste, solamente en las dos últimas décadas la agudeza visual de bajo contraste se ha utilizado clínicamente (Bailey, 1982; Regan y Neima, 1983<sub>a</sub>; Archambault et al. 1990). Habitualmente, los tests de agudeza de bajo contraste tienen letras grises sobre un fondo blanco, y miden la letra más pequeña que se puede identificar a un contraste fijo, pero no miden la sensibilidad al contraste (Bailey, 1982; Regan y Neima, 1983<sub>a</sub>).

Para Woods y Wood (1995), el contraste de los tests de letras  $C_{\text{letras}}$  se definen como:

$$C_{\text{letras}} = \frac{L_{\text{max}} - L_{\text{min}}}{L_{\text{max}}}$$

En cuanto a la relación entre la agudeza visual de bajo contraste y la sensibilidad al contraste, en la figura 7 se puede observar como la función de sensibilidad al contraste (CSF) envuelve a los optotipos (letras) de diferentes contrastes y tamaños. El optotipo C y las redes espaciales presentados en la parte inferior del gráfico presentan un 100% de contraste. El contraste decrece hacia arriba según se aproxima a la curva de la CSF. Se puede observar como un desplazamiento en horizontal de los optotipos de bajo contraste produce una disminución de tamaño, sirviendo como estímulo para los tests de agudeza visual de bajo contraste (test de Bailey-Lovie). Las columnas verticales de optotipos representan un test de letras de contraste variable y sin variación de tamaño como el test de Pelli-Robson.



**Figura 7: Relación entre un test agudeza visual de bajo contraste, de letras de contraste variable, de letras de alto contraste y la función de sensibilidad al contraste.**

La diferencia de agudeza visual entre los tests de agudeza de alto y bajo contraste es un indicador de la pendiente de la porción derecha de la CSF y por tanto un indicador de los cambios de la sensibilidad al contraste en las frecuencias espaciales medias y altas. Puede haber un pequeño aumento en la diferencia de agudeza con la edad desde aproximadamente 0.21 logMAR a los 30 años hasta un empeoramiento de 0.24 logMAR a la edad de 60 años (Elliot y Bullimore, 1993; Brown y Lovie-Kitchin, 1989).

### 3.5.1. Medida clínica de la agudeza visual de bajo contraste

Cuando la agudeza visual se reduce, un examen de sensibilidad al contraste a frecuencias espaciales bajas y medias o de agudeza visual de bajo contraste dará una información más amplia de la función visual. Si este aspecto de la visión se encuentra reducido, el paciente puede sufrir dificultades de movilidad y orientación, especialmente en

condiciones pobres de iluminación donde el contraste se encuentra reducido (como un día lluvioso). El examinador debe advertir al paciente como puede reducir estas dificultades. Igualmente, un paciente con agudeza visual de alto contraste normal que se queja de su visión debe ser examinado con una de estas pruebas.

Entre los tests clínicos utilizados se encuentran: las cartas de Bailey-Lovie, el test ETDRS, las cartas de Regan, la carta SKILL (Smith-Kettlewell Institute Low Luminance chart) y el Mentor B-VAT II (Baylor-Visual Acuity Tester).

Las cartas de Bailey-Lovie (Bailey 1982; Bailey et al. 1993) incluyen tests desde un contraste máximo del 96% hasta un contraste mínimo del 10% (Es contraste de Michaelson, que corresponde a un 18% del contraste de Weber). Tienen numerosas ventajas sobre la carta tradicional de Snellen, incluyendo el mismo número de letras (cinco) en cada línea, y una progresión logarítmica del tamaño de una línea a la siguiente (esto proporciona pasos preceptuales iguales). El test por lo tanto utiliza un método de 26 alternativas de elección forzada con cinco decisiones en cada nivel de agudeza.

El test ETDRS de agudeza visual de bajo contraste tiene un diseño desarrollado para el estudio del tratamiento de la retinopatía diabética. Presenta un diseño similar a las cartas de Bailey-Lovie (Elliott, 1998) pero con la diferencia de que las letras son cuadradas. Los optotipos se presentan en paneles desde un contraste del 100% hasta un contraste del 6% con retro-iluminación fotópica de  $85 \text{ cd/m}^2$ .

Las cartas de letras de Regan (Regan y Neima, 1983<sub>a</sub>; Regan, 1988) son una serie de cartas de agudeza visual de diferentes contrastes (contraste Weber: 96%, 50%, 25%, 11% y 4%). Son similares en diseño a las cartas de Bailey-Lovie, sólo difieren ligeramente en la fuente de configuración de las letras, y hay ocho letras por línea de agudeza en lugar de cinco.

Haegerstrom-Portnoy y colaboradores (1997) desarrollaron una carta de bajo contraste con letras impresas en un formato Bailey-Lovie con un fondo gris oscuro. Esta carta, conocida como la carta SKILL (Smith-Kettlewell Institute Low Luminance chart), se comparó con otros tests de agudeza visual y sensibilidad al contraste y se encontró que era más sensible para detectar cambios en la función visual en patologías del nervio óptico y retina.

También se han desarrollado programas informáticos que presentan en un monitor muchas de las pruebas que se realizan en un examen visual normal. El sistema computerizado Mentor B-VAT II-SG video acuity system (Baylor-Visual Acuity Tester) es un programa clínico que permite la medida de la agudeza visual a contraste variable y de la agudeza de redes espaciales. Los optotipos incluyen letras, números, anillos de Landolt, E de Snellen y símbolos para niños disponibles en nueve contrastes diferentes. Estos tests no siguen el diseño de Bailey-Lovie. También puede presentar redes de ondas sinusoidales para medir la sensibilidad al contraste a 16 frecuencias espaciales diferentes (Corwin et al. 1989).

El Medmont AT-20 visual acuity tester es otro sistema computerizado que presenta, a ocho niveles de contraste diferente, tests de agudeza visual Bailey-Lovie y redes. Al igual que el sistema anterior, puede presentar de manera aleatoria los diferentes caracteres para evitar el efecto aprendizaje (Woods y Wood 1995).

Un sistema parecido es el software de análisis visual Microlens UPT- 1000 Dueffe Tecno Vision, que incluye un test de agudeza visual de bajo contraste para la E de Snellen. Presenta los optotipos a cuatro contrastes decrecientes (50%, 20%, 10%, y 5%), en series completas de agudeza visual. Cada serie empezaba en una agudeza visual mínima de 0.32, presentado aleatoriamente la orientación de la E de Snellen hasta llegar a la agudeza visual máxima de 1.2, donde llega a presentar hasta nueve optotipos.

### **3.5.2. Implicaciones clínicas de la agudeza visual de bajo contraste**

Regan y colaboradores (Regan y Neima, 1983<sub>a</sub>; Regan y Neima, 1983<sub>b</sub>) fueron los pioneros en el uso de test de agudeza visual de bajo contraste para la detección de enfermedades oculares. Cuanto más bajo sea el contraste de los tests de agudeza, más sensibles serán para detectar pérdidas sutiles de visión. Por ejemplo, se ha sugerido emplear el contraste del 11% y 4% del test de Regan (Regan et al. 1993), para detectar pequeñas pérdidas visuales en aviadores o cambios sutiles después de la cirugía refractiva. Para pérdidas visuales mayores, como las que se dan en las cataratas, estos contrastes tan bajos no pueden ser vistos por estos pacientes, por lo que es necesario utilizar un test de contraste más elevado.

Los tests de agudeza de bajo contraste también se han utilizado como herramienta de examen para enfermedades como el glaucoma, la diabetes y desórdenes neurológicos (Regan y Neima, 1983<sub>b</sub>; Balcer et al. 2003; Lynch et al. 2002). Sin embargo, otros estudios parecen confirmar que los tests de agudeza de bajo contraste, a pesar de las ventajas teóricas más convincentes, ofrecen poca información clínica extra sobre las medidas de agudeza visual de alto contraste en el examen de pacientes con maculopatía relacionada con la edad (Lovie-Kitchin, 1989; Cheng et al. 1993) y glaucoma (Wood y Lovie-Kitchin, 1992).

Por otro lado, la agudeza de bajo contraste ha resultado ser útil para describir la función visual de portadores de lentes de contacto blandas (Guillon et al. 1988; Bailey et al. 2001), y lentes de contacto bifocales (Woods et al. 1993), y en pacientes con cataratas (Elliot y Bullimore, 1993; Regan et al. 1993), especialmente con la presencia de deslumbramiento. También se ha obtenido una agudeza de bajo contraste comprometida tras la cirugía LASIK (Yamane et al. 2004) y un descenso de la misma con la edad (Lord et al. 1991). Rabin y Wicks (1996) demostraron que un test de contraste de letra pequeña era más sensible que la agudeza visual de alto contraste a condiciones clínicas severas, como catarata temprana y edema de lentes de contacto.



#### 4. DESLUMBRAMIENTO

El deslumbramiento se produce por la presencia en el campo visual de una fuerte intensidad de luz, más elevada que la luminancia a la cual los ojos están adaptados provocando molestia, incomodidad o un empeoramiento de la función visual (Elliot 1998).

En general se consideran tres tipos distintos de deslumbramiento, la discapacidad por deslumbramiento, el deslumbramiento molesto y el deslumbramiento por adaptación a la luz. En la presente investigación se midió la discapacidad por deslumbramiento por ser una de las causas principales de las alteraciones que se pueden producir en la visión nocturna, como son la degradación de la imagen retiniana y la pérdida de sensibilidad al contraste en condiciones de iluminación escotópica o mesópica (Probst, 2004).

- **La discapacidad por deslumbramiento** es la reducción subjetiva de la función visual debida a una fuente de deslumbramiento cercana o periférica que es dispersada por los medios oculares (Probst 2004). Fan-Paul et al. (2002) aclara que es una reducción de la agudeza visual o de la sensibilidad al contraste, y es el resultado de la dispersión intraocular producida hacia delante. Siendo la dispersión más común la producida por pequeños cambios irregulares en el índice de refracción de los medios oculares, que, en casos extremos, se manifiesta en el cristalino como catarata (Smith, 2002).

A menudo los pacientes mayores, los portadores de lentes de contacto y los pacientes que han sido intervenidos de cirugía refractiva mencionan que tienen problemas para conducir por la noche cuando se aproxima un coche con las luces de carretera o bien andando por calles oscuras iluminadas por farolas poco protegidas (Comerford et al. 2002). Estas fuentes de deslumbramiento involucran a luces pequeñas y brillantes en un espacio relativamente oscuro. Tales fuentes deslumbrantes hacen muy difícil ver objetos cercanos a dichas fuentes. (Smith, 2002). Una situación también muy común es la disminución de la función visual que sucede en la salida y puesta del sol.

- **El deslumbramiento molesto** es la sensación de molestia provocada en situaciones de luz brillante sin producir un descenso de la visión (Smith, 2002). Se produce al mirar un campo de luminancia alta constante, como leer un libro en un día de sol brillante o estar en una pista de nieve que puede llegar a una luminancia de  $30.000 \text{ cd/m}^2$ . Esta molestia

puede causar pérdida de visión por una acción evasiva (van den Berg, 1991). La molestia se debe probablemente a un espasmo del esfínter del iris (Lebensohn 1951). Aunque es de gran importancia en conducción y en ergonomía, el deslumbramiento molesto es difícil de medir y no hay tests clínicos disponibles. El deslumbramiento molesto se reduce o elimina prácticamente con la interposición de filtros solares.

- **El deslumbramiento por adaptación a la luz** reduce la visión debido a la postimagen de la fuente de deslumbramiento que produce un escotoma central, el cual puede permanecer incluso cuando desaparece la fuente deslumbrante (Verriest y Uvijls, 1989). El deslumbramiento se debe al blanqueamiento de los fotopigmentos de los conos foveales, y puede ser significativamente discapacitante en pacientes con problemas maculares. Este deslumbramiento se mide en clínica generalmente como el tiempo de recuperación al deslumbramiento o photostress recovery time.

#### **4.1. Discapacidad por deslumbramiento**

La discapacidad por deslumbramiento se debe a una fuerte intensidad luminosa periférica que causa dispersión intraocular de la luz, produciendo un velo luminoso y reduciendo el contraste de la imagen retiniana. La discapacidad por deslumbramiento puede no causar molestia pero si produce pérdida de la función visual.

La dispersión de luz reduce la visión ya que la luz procedente de un objeto es dispersada y produce un velo luminoso en la retina y por tanto reduce el contraste de la imagen retiniana y desatura los colores como si aparecieran lavados (Whitaker et al. 1994<sub>b</sub>).

Debido a las imperfecciones ópticas en los medios oculares una fuente puntual de luz localizada, dentro del campo visual, no produce un punto imagen bien definido en la retina ya que una proporción de la luz es dispersada, y esta forma la función de esparcimiento puntual (PSF).

Para ángulos ( $\phi$ ) de 1° o superiores, la amplitud de la PSF disminuye en proporción inversa al cuadrado del ángulo visual (Vos, 1984). Esta relación se denomina fórmula de Stiles-Holliday:

$$\text{PSF}(\phi) = K / \phi^2 \quad K = 10$$

donde K es una constante y  $\phi^2$  es el ángulo entre la fuente deslumbrante y el test de fijación.

Con el aumento de la edad y la presencia de cataratas hay un relativo aumento en la cantidad de dispersión de luz por parte del cristalino, de tal manera que K aumenta, sin embargo la dependencia angular permanece similar (de Waard et al. 1992; Ijspeert et al. 1990). Dentro de un grado de ángulo de deslumbramiento, la PSF es mucho más puntiaguda (Vos, 1984).

#### **4.1.1. Causas de la discapacidad por deslumbramiento**

La discapacidad por deslumbramiento está causada por la dispersión de luz en el interior del ojo siendo generalmente mayor con el aumento de la edad. Existe más de una causa de dispersión intraocular. La más común es la debida a cambios pequeños e irregulares en el índice de refracción en los medios oculares. En el ojo joven y sano, los medios oculares, cornea, humor acuoso y vítreo tienen índices refractivos uniformes, y es el del cristalino el que varía suavemente. Con la edad, el cristalino desarrolla un número creciente de sitios de dispersión conforme se hace menos transparente y se hacen cada vez más importantes hasta que se manifiestan como una catarata, hasta el punto de ser una causa importante de discapacidad visual en la gente mayor (Smith, 2002; Puell et al. 2004<sub>b</sub>). Por tanto, la discapacidad por deslumbramiento aumenta en pacientes con cataratas, edema córnea o portadores de lentes de contacto (Elliot, 1998).

Una segunda causa generalmente menor es la fluorescencia del cristalino que convierte la luz incidente ultravioleta UV (invisible) en luz azul dispersada (visible). La fluorescencia ultravioleta es una forma especial de dispersión de luz que es dependiente de la longitud de onda. El ultravioleta puede producir fluorescencia de los cromóforos que contienen las proteínas dentro del cristalino humano. Estos fluoróforos se activan con radiaciones de longitudes de onda comprendidas entre 350 nm y 430 nm, dando como

resultado una emisión de luz comprendida entre 500 y 520 nm, es decir, dentro del espectro visible (Lerman y Borkman, 1976). La dispersión de luz visible producida por esta fluorescencia puede actuar de la misma manera que un velo luminoso procedente de una fuente deslumbrante. La fluorescencia ocular inducida por luz ultravioleta se ha demostrado tener un efecto significativo en la función visual de monos (Zuclich et al. 1992) y en humanos (Elliot et al. 1993). Se ha demostrado que la autofluorescencia aumenta con la edad y en pacientes con diabetes y cataratas (Bleeker et al. 1986; Lerman y Borkman, 1976; Siik et al. 1993).

Una tercera fuente son las irregularidades en las superficies oculares tales como ulceraciones en la córnea, el edema corneal y glaucoma agudo. En este caso los pacientes ven débiles halos de difracción alrededor de las luces con fondos poco iluminados (Mellerio y Palmer, 1970).

En cuanto al tipo de dispersión de luz que se produce en el interior del ojo se puede diferenciar entre la dispersión de partícula pequeña y la de partícula grande. La dispersión de partícula pequeña o dispersión de Rayleigh se produce cuando las partículas que se interponen en la trayectoria de la luz son mucho menores que la longitud de onda de la radiación incidente, dispersando preferentemente luz azul (dispersa luz inversamente proporcional a  $\lambda^4$ ) en una cantidad similar en todas las direcciones. Esta dispersión se debe a las partículas submicroscópicas que se encuentran en las estructuras celulares de los medios oculares. En el cristalino se acumulan agregados de proteínas que son suficientemente pequeños para producir la dispersión de Rayleigh.

La dispersión de luz por partículas más grandes que la longitud de onda de la luz incidente es independiente de la longitud de onda, siendo la dispersión de luz hacia delante mayor que la dispersión de luz hacia atrás. Esta diferencia se hace superior, cuanto mayor es el tamaño de la partícula dispersante. Esto quiere decir, que en el ojo hay más dispersión hacia la retina y menos hacia fuera del mismo. Sin embargo, para partículas densamente empaquetadas, que dan lugar a dispersión múltiple, la diferencia no es tan grande y la dispersión hacia atrás puede ser mayor que la dispersión hacia delante. Por tanto, en general, los niveles de dispersión hacia delante y hacia atrás no están correlacionados y una no puede predecir la otra, es decir que el examen con lámpara de hendidura no se podría usar para

evaluar indirectamente la dispersión de luz hacia delante y por lo tanto el discapacidad por deslumbramiento. Según algunos autores la mayoría de la dispersión hacia delante se debe a fluctuaciones del índice de refracción en las intersecciones de las fibras lenticulares. Cuando el número de partículas de luz dispersada aumenta (como en cataratas o en edema corneal), un modelo único de dispersión Mie no sirve, y se debe considerar una dispersión múltiple (Wesemann, 1987).

Desde el punto de vista clínico, es importante conocer que cantidad de luz dispersada en el ojo es debida a la dispersión de Rayleigh. Cantidades importantes de dispersión Rayleigh significaría que los filtros de absorción de luz azul serían muy importantes para prevenir la discapacidad por deslumbramiento. Sin embargo, existen estudios que niegan la existencia de cantidades significativas de dispersión dependiente de la longitud de onda en ojos normales y con cataratas, siendo la mayoría de la dispersión existente de partícula grande y hacia delante (van den Berg et al. 1991; Whitaker et al. 1993; Wooten y Geri, 1987). Posteriormente van den Berg y Tan (1994) probaron experimentalmente que la dispersión de Rayleigh producida por la córnea no cambia con la edad, al igual que ocurre en el cristalino (van den Berg, 1997; van den Berg y Spekrijse, 1999). Recientemente, Coppens y colaboradores (ARVO 2005) han demostrado que el ojo joven perfectamente pigmentado solo sufre de dispersión de Rayleigh producida por la córnea y el cristalino. Ojos menos pigmentados sufren una dispersión añadida, preferentemente hacia el lado rojo del espectro, dependiendo de su estado de pigmentación, originada por la reflectancia del fondo y la pared ocular. Ellos concluyen que con la edad la dispersión tiene una menor dependencia de la longitud de onda para partículas del orden de 1  $\mu\text{m}$  de tamaño en el cristalino, en combinación con los efectos de la pérdida de pigmentación.

En el ojo sano, los medios oculares no son perfectamente transparentes. De forma que se dispersa algo de la luz formadora de la imagen en un amplio rango de direcciones. Así, se debe diferenciar entre la dispersión de luz “hacia atrás” y “hacia delante”. La “dispersión de luz hacia atrás” es la cantidad de luz dispersada desde los medios oculares del ojo hacia la fuente de luz. Se puede valorar clínicamente mediante el examen biomicroscópico con lámpara de hendidura. Las medidas de luz dispersada hacia atrás tienen la ventaja de no requerir respuestas subjetivas por parte del paciente y son independientes de la función neuronal. Esta dispersión es diferente de la luz dispersada que se dirige hacia delante hasta la

retina, llamada “dispersión de la luz hacia delante”. Ésta forma un velo de luminancia superpuesto sobre la imagen normal de tal manera que la luz se difunde sobre los detalles de la imagen reduciendo el contraste de los objetos y por tanto la visibilidad de la escena. Además, afecta a la sensibilidad cromática desaturando los colores de tal manera que parecen como lavados. Con el aumento de la edad, particularmente después de los 40 años, hay un incremento en la dispersión de luz hacia delante y hacia atrás (Ijspeer et al. 1990; Fujisawa y Sasaki, 1995).

#### 4.1.2. Medida de la discapacidad por deslumbramiento

La discapacidad por deslumbramiento se puede cuantificar como sigue (Smith, 2002): Si los medios oculares no dispersan luz, la imagen de una fuente puntual es casi un punto imagen en la retina. Sin embargo, si los medios oculares dispersan algo de esta luz, la luz difundida se extiende sobre una región retiniana alrededor de la imagen de la fuente puntual. Esta iluminación retiniana se puede igualar a la “luminancia del velo equivalente” (es como si un velo se interpusiera entre la fuente luminosa y el sujeto). Ésta es la luminancia de una fuente de luz equivalente que produciría el mismo nivel de iluminación en la retina en ausencia de cualquier dispersión. Los estudios experimentales han demostrado que en el ojo sano, la luminancia del velo equivalente  $L_v(\theta)$  se puede calcular a partir de la ecuación de Holladay-Stiles:

$$L_v(\theta) = \frac{10 \cdot E_p}{\theta^2} \text{ cd/m}^2$$

donde  $E_p$  es la iluminación (en lux) en el plano de la pupila debida a la fuente de luz deslumbrante y  $\theta$  es el ángulo de excentricidad, que forman la dirección de la fuente deslumbrante con el eje de mirada en grados.

Los estudios de velo luminoso de Cobb y otros (reviewed by Vos, 1984) propusieron que el factor de dispersión de luz (LSF) del ojo puede ser definido como

$$\text{LSF} = L_v / E$$

donde  $L_v$  es la luminancia equivalente del velo y  $E$  es la iluminancia de la fuente deslumbrante en el ojo.

La luminancia del velo reduce el contraste de la imagen como a continuación exponemos. Los objetos se detectan contra su fondo debido al contraste luminoso. Así, a menor contraste, menor probabilidad de que el objeto se detecte. Si un sujeto observa un objeto de luminancia  $L_o$  contra un fondo de luminancia  $L_f$ . El contraste sin deslumbramiento será:

$$C = \frac{L_o - L_f}{L_f}$$

Si un deslumbramiento origina una luminancia de velo  $L_v$  que se superpone sobre este objeto y el fondo, el contraste se reduce a:

$$C = \frac{(L_o + L_v) - (L_f + L_v)}{L_f + L_v}$$

que se simplifica en:

$$C = \frac{L_o - L_f}{L_f + L_v}$$

Debido a que la luminancia siempre es positiva y que la luminancia del velo está en el denominador de esta ecuación, su presencia siempre debe disminuir el contraste objeto.

De las ecuaciones anteriores se deduce que el deslumbramiento de velo reduce el contraste en un factor:

$$\text{Factor de reducción de contraste} = \frac{L_o}{L_o + L_v}$$

La relación entre el umbral de contraste medido con y sin la presencia de una fuente deslumbrante ( $c_2$  y  $c_1$ , respectivamente) viene dada por la ecuación:

$$c_2 / c_1 = (L_o + L_v) / L_o = 1 + L_v / L_o \quad \text{y} \quad L_v = [(c_2 / c_1) - 1] L_o$$

Sustituyendo en la ecuación de LSF:

$$LSF = (L_0 / E) \times (c_2 / c_1 - 1)$$

Este método y su cálculo fueron diseñados por Paulsson y Sjöstrand (1980). La ecuación permite una LSF intrínseca que puede ser determinada para cualquier ángulo de deslumbramiento. Por otro lado, la LSF calculada de esta manera sería independiente de las condiciones del estímulo usadas para su determinación, ya que variaciones en  $L_0$  y  $E$  serían neutralizadas por variaciones correspondientes en los umbrales de contraste.

En condiciones de baja iluminación, el deslumbramiento aumenta ya que los umbrales de contraste se elevan, y con la presencia de fuentes de luz brillantes la pérdida de contraste puede ser bastante severa.

#### **4.1.3. Valoración clínica de la discapacidad por deslumbramiento**

La medida de la función de discapacidad por deslumbramiento debería ser una medida de la luminancia equivalente del velo a ángulos comprendidos entre 3.5° y 10°. Los resultados de dispersión intraocular, obtenidos en este rango de ángulos, están altamente correlacionados (Elliott y Bullimore, 1993), y los resultados iniciales sugieren que todos los tipos de cataratas dispersan luz de una forma angular similar (de Waard et al. 1992). Van der Berg desarrolló un instrumento (straylightmeter) de laboratorio de gran fiabilidad que mide la dispersión de luz hacia delante a ángulos de 3.5°, 10° y 28° (van der Berg y Ijspeert, 1992).

En clínica, la discapacidad por deslumbramiento se determina midiendo la sensibilidad al contraste (SC) o agudeza visual (AV) antes y después de colocar una fuente periférica de deslumbramiento dentro del campo de visión del paciente a un ángulo determinado. La discapacidad por deslumbramiento es la cantidad de reducción de sensibilidad al contraste logarítmica (o agudeza visual Log MAR) causada por la fuente deslumbrante:

$$\text{Discapacidad por deslumbramiento} = \log SC - \log SC \text{ con deslumbramiento}$$

Esta determinación se puede considerar una simplificación de la ecuación de Paulsson y Sjöstrand



$$LSF = (L_0 / E) \times (c_2 / c_1 - 1)$$

Algunos sistemas de deslumbramiento valoran sólo el nivel de SC o AV bajo condiciones de deslumbramiento y no la reducción causada por la fuente de deslumbramiento. Estos sistemas no miden la discapacidad por deslumbramiento en un sentido verdadero, ya que reflejan tanto una reducción inicial en la visión además del efecto de la fuente de deslumbramiento. Los verdaderos resultados de discapacidad por deslumbramiento deben reflejar sólo el efecto de la fuente de deslumbramiento.

Los sistemas que utilizan medidas de agudeza visual y sensibilidad al contraste para medir la discapacidad por deslumbramiento deben evitar fuentes de deslumbramiento centrales, ya que reducen su fiabilidad, debido a los problemas con el deslumbramiento por adaptación a la luz y de posicionamiento (Elliot y Bullimore, 1993; Miller et al. 1972; Rubin, 1990). Además, los tests de deslumbramiento sólo deben reflejar los cambios por dispersión y no por factores neuronales. Una de las características más importantes que deben tener estos sistemas es que el estímulo tenga una luminancia relativamente alta. Esto es necesario para evitar que la sensibilidad al contraste aumente debido a un aumento de la iluminancia retiniana. El modelo de luminancia de velo sólo se sostiene dentro de la región de la ley de Weber, donde los umbrales de contraste son independientes de la luminancia. A bajas luminancias por debajo de la región de la ley de Weber, el deslumbramiento de velo aumenta la iluminancia retiniana, y consecuentemente la sensibilidad al contraste, y puede compensar cualquier descenso en la sensibilidad al contraste debido al deslumbramiento de velo. A este respecto, es preferible que los estímulos sean de baja frecuencia espacial y temporal (Paulsson y Sjöstrand, 1980), porque tales estímulos son más visibles que los de frecuencias espaciales altas (Laming, 1992) con niveles bajos de iluminancia retiniana.

Otra característica que deben tener estos sistemas de medida de discapacidad por deslumbramiento es que el test y la fuente de deslumbramiento deben estar bien situados en términos de ángulo visual y que el test sea relativamente pequeño (Yager et al. 1992). Un test localizado tiene la ventaja de que su excentricidad visual se puede especificar con precisión con respecto a la fuente deslumbrante (Whitaker et al. 1994<sub>a</sub>; Yager et al. 1992). La luminancia del fondo debería ser similar a la del test ya que la SC se reduce para bordes y límites oscuros (Estévez y Cavonius, 1976), puesto que, al añadir la fuente deslumbrante la luminancia de velo en la retina podría mejorar la SC por la iluminación del borde (deWaard et

al. 1992). Es decir, cualquier descenso de la SC debido a la dispersión de la fuente deslumbrante quedaría enmascarado.

Hoy en día, los tests de estímulos de bajo contraste y los tests que miden la agudeza visual de bajo contraste con la presencia de fuentes de deslumbramiento son los más fiables (Smith, 2002) con respecto a los tests que utilizan agudeza visual de alto contraste (Bailey y Bullimore, 1991; Elliot y Bullimore 1993). Esto es probable porque los niveles de luminancia típicos de la agudeza visual Snellen tienden a estar por debajo de la región de Weber, de tal manera que una fuente de deslumbramiento aumenta la agudeza visual por aumento de la iluminancia retiniana, y esto podría compensar cualquier pérdida de agudeza visual debido al deslumbramiento de velo (Whitaker et al, 1994<sub>a</sub>).

Los sistemas clínicos que miden el discapacidad por deslumbramiento más utilizados actualmente son diversos, pero no existe ninguno que sea el gold estandar de medida y además difieren en las condiciones de la luminancia del fondo y de la fuente de deslumbramiento. A continuación se exponen algunos de ellos.

El test de deslumbramiento de Miller-Nadler, Berkeley Glare Test, presenta en diapositivas una serie anillos de Landolt de orientación aleatoria y contraste decreciente (80% al 2,5%) a una distancia de 40 cm. Están rodeados por una amplia fuente deslumbrante de luminancia constante.

El brightness acuity tester (BAT) es un instrumento de mano que contiene una hemiesfera en forma de cuenco agujereado situado a 16 cm del mango. La hemiesfera se coloca en el ojo, el cual es iluminado difusamente por una fuente de luz que ilumina el campo visual periférico. La fuente deslumbrante subtiende un ángulo visual de 8 a 70 grados a una distancia de vértice de 12 mm. A través de la apertura se presentan, o bien el test de sensibilidad al contraste de Pelli-Robson o tests de agudeza visual logMAR de bajo-contraste (Elliot y Bullimore 1993; Regan et al. 1993).

El Optec 3000 es un instrumento que mide la sensibilidad al contraste y la discapacidad por deslumbramiento. El examen de deslumbramiento utiliza el mismo test y método de medida que el test de sensibilidad al contraste FACT presentando una fuente

deslumbrante radial. Aporta una consola para controlar la presentación de los tests y la calibración de la fuente deslumbrante.

El mesotest II es otro sistema que mide la sensibilidad al contraste mesópica sin y con deslumbramiento, simulando las condiciones nocturnas de conducción de cuando un coche viene de frente por el carril contrario. El test que presenta es un anillo de Landolt de tamaño 0.1 de agudeza visual sobre una luminancia de fondo de  $0.032 \text{ cd/m}^2$ , y con deslumbramiento de  $0.10 \text{ cd/m}^2$ . El contraste descende en pasos de 0.10 unidades logarítmicas. Una vez que se ha realizado la medida de la sensibilidad al contraste mesópica se enciende una fuente deslumbrante a un ángulo visual de  $3^\circ$  e intensidad de  $0.35 \pm 0.03 \text{ lux}$  y se repite el examen (Puell et al. 2004<sup>a</sup>; Pérez-Carrasco et al. 2005).

Un sistema innovador y utilizado en este estudio es el CGT-1000. Este sistema automático mide de una forma fiable y rápida la sensibilidad al contraste fotópica sin y con deslumbramiento. El sistema presenta a 35 cm de distancia un anillo de seis tamaños diferentes y 12 niveles de contraste, desde 0.01 hasta 0.45. El contraste se determina por un procedimiento de escalera como en la perimetría automática visual. El sistema presenta automáticamente ocho fuentes deslumbrantes periféricas de intensidad ajustable ( $10\ 000$ - $20\ 000$  y  $40\ 000 \text{ cd/m}^2$ ) (Hayasi et al. 2003; Pérez-Carrasco et al. 2005; Puell et al. 2006).

#### **4.1.4. Implicaciones clínicas de la discapacidad por deslumbramiento**

Los valores de discapacidad por deslumbramiento en pacientes con síntomas de deslumbramiento se deben usar para indicar si tales síntomas son debidos a una discapacidad por deslumbramiento significativo, o a un deslumbramiento molesto o deslumbramiento por adaptación a la luz. Los síntomas por discapacidad al deslumbramiento se han encontrados en un amplio rango de pacientes, incluyendo aquellos con cataratas, opacificación posterior de la cápsula, edema corneal, usuarios de lentes de contacto y distrofias corneales hereditarias (van der Berg et al. 1990), y en estos últimos años en pacientes operados de cirugía refractiva (Probst, 2004).

La razón más importante para valorar la discapacidad por deslumbramiento es la evaluación pre-operatoria y post-operatoria de los pacientes que van a someterse a cirugía de

cataratas, y también aquellos que sufren una opacificación de la cápsula posterior del cristalino post-cirugía de cataratas (Bass et al. 1995). La dispersión llega a ser más severa cuando las cataratas empiezan a formarse (Smith, 2002), y a menudo los pacientes dejan de conducir por la inseguridad que sienten. En casos avanzados de cataratas, el efecto del deslumbramiento puede ser tan severo que la persona es legalmente ciega.

Por otra parte, la edad afecta a la medida de la discapacidad por deslumbramiento en ojos sanos. Ya en 1960 Wolf (Elliot, 1998) fue el primero que demostró la existencia de aumentos significativos de la discapacidad por deslumbramiento con la edad, estos resultados fueron posteriormente confirmados por Bailey y Bullimore, 1991; Elliot y Bullimore, 1993. También se ha demostrado que la dispersión hacia delante aumenta con la edad en ojos sanos (Ijspeert et al. 1990) y se piensa que es debido principalmente a cambios en el cristalino (Ijspeert et al. 1990; van der Verg, 1995).

En estudios más recientes, Scharwey y colaboradores (1998) encontraron que la agudeza visual mesópica de contraste variable y la sensibilidad al deslumbramiento medida con el Mesotest II, se deterioraba de una manera dependiente con la edad en 117 sujetos sanos. Puell et al. (2004<sub>b</sub>) encontró que la sensibilidad al contraste mesópica con deslumbramiento empezaba a declinar a edades tempranas entre 41-50 años y la disminución era superior a 0.3 unidades logarítmicas.

Con el envejecimiento, el cristalino se vuelve más amarillo y menos transparente, la pupila se vuelve más pequeña, y se dilata menos en condiciones de baja iluminación, y además se altera la integridad del pigmento macular y de las vías neuronales. Estos cambios conducen a un descenso de la sensibilidad a la luz, un aumento de la sensibilidad al deslumbramiento, una agudeza visual reducida, y una adaptación a la oscuridad prolongada (Weale, 1992; van der Berg, 1995).

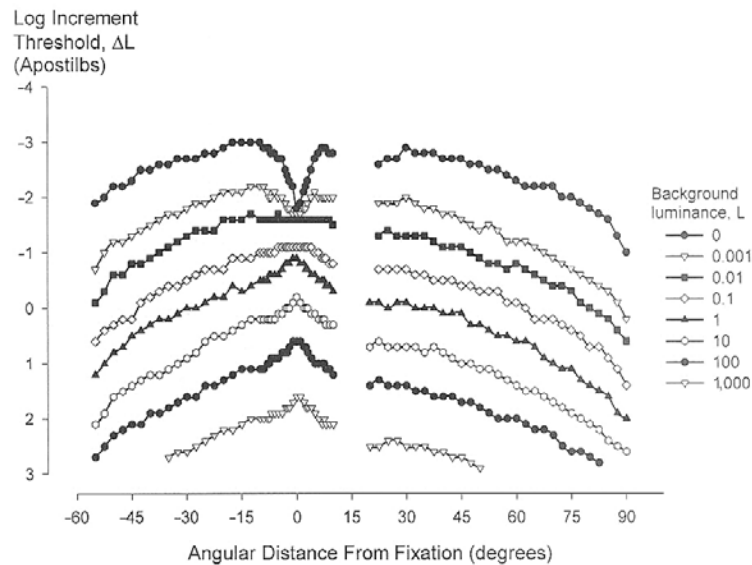
## **5. SENSIBILIDAD LUMINOSA DIFERENCIAL**

La habilidad del sistema visual para determinar si un estímulo luminoso difiere en intensidad de otro se denomina discriminación de la intensidad o umbral de luminancia diferencial, siendo de fundamental importancia para la función visual, y es la base para numerosos tests clínicos. La capacidad del sistema visual de percibir una diferencia de sensación entre dos zonas de luminancia ligeramente desiguales o de percibir un estímulo de un tamaño y luminancia determinada sobre un fondo luminoso se denomina “sensibilidad luminosa diferencial”, y es inversamente proporcional al “umbral de luminancia diferencial”. Por definición el valor umbral es el valor estadístico en el cual el paciente ve o no ve el 50% de los estímulos (Flammer et al. 1983).

### **5.1. Campo visual**

La medida del campo visual representa la aplicación clínica más sencilla para evaluar la sensibilidad luminosa diferencial. La perimetría es la técnica que mide la sensibilidad luminosa diferencial en diferentes localizaciones de la retina, con un rango de propósitos que va desde valorar de una manera rápida si un campo visual es normal hasta la cuantificación del mismo (Wall et al. 2004). En este examen, el umbral de luminancia diferencial se determina a través de la posición de un estímulo luminoso presentado en el campo visual sobre una luminancia de fondo constante dentro del rango donde se cumple la ley de Weber:  $\Delta L / L = \text{cte}$  (siendo  $\Delta L$  el umbral de luminancia diferencial y  $L$  la luminancia del fondo). Esta medida es importante para detectar cambios en la visión que pueden ser causados por enfermedades oculares o patologías de las vías ópticas.

El campo visual monocular de un ojo normal se extiende 60 grados hacia arriba desde el punto de fijación, 75 grados hacia abajo, 100 grados temporalmente, y 60 grados nasalmente (Anderson, 1987). Los 30 grados centrales del campo visual abarcan el 83% de la corteza visual, y por ello la mayoría de los defectos patológicos se detectan en esa área central. El campo visual periférico es aproximadamente cinco veces mayor en superficie que el campo visual central (Flammer et al. 1984).



**Figura 8: Umbral de luminancia diferencial en función de la excentricidad foveal para diversos niveles de luminancia.**

Dentro de estos límites, el campo visual no es uniforme en sus umbrales. Como se muestra en la figura 8, a niveles altos de luminancia del fondo, un estímulo debe ser relativamente intenso para ser detectado en la periferia, mientras que estímulos de menor intensidad pueden ser detectados cuando son presentados en la fovea. A niveles fotópicos o de luminancia más alta, la sensibilidad es más elevada en el punto de fijación, el cual se corresponde con la estimulación de la fovea (Aulhorn y Harms, 1972). En estas condiciones, los conos son más sensibles que los bastones, además la mayor densidad de conos se encuentra en la fovea.

En el campo visual central, la sensibilidad normal varía ampliamente (Jacobs y Patterson, 1985), pero la sensibilidad desciende desde el punto de fijación hasta una media de 3 dB a 10 grados (Brenton y Phelps, 1986; Heijl et al. 1987; Katz y Sommer, 1986; Zulaud, 1994).

Los perímetros modernos usan una iluminación de fondo en el rango bajo de condiciones fotópicas o alto de condiciones mesópicas. A niveles más bajos de luminancia de

fondo, la función de los conos se encuentra comprometida y la función de los bastones aumenta. El pico de sensibilidad que existe en condiciones fotópicas se aplanan y disminuye en condiciones escotópicas.

La mancha ciega o la papila del nervio óptico es el área donde los haces de fibras nerviosas salen del ojo hacia el cerebro. Este área se encuentra a 15.5 grados temporalmente del punto de fijación y a 1.5 grados por debajo de la línea media horizontal, y está compuesta por dos secciones. La primera sección es una porción absoluta (sin sensibilidad, escotoma absoluto fisiológico), la cual tiene un diámetro de 5.5 por 7.5 grados. La falta de sensibilidad es causada por la ausencia de receptores retinianos en la cabeza del nervio óptico. La segunda sección es una porción vecina que rodea la mancha ciega y que presenta una reducción relativa de sensibilidad normal, particularmente por encima y por debajo de la mancha ciega (Armaly, 1969). Los estímulos presentados en esta área del campo visual inducen a una mayor variabilidad de las respuestas (Haefliger y Flammer, 1989).

Los límites del campo visual, la localización y tamaño de los puntos o defectos tales como la papila óptica se indican en grados. Sin embargo, la sensibilidad luminosa diferencial se mide en unidades de decibelios. La intensidad del estímulo se define en términos de la atenuación respecto de la máxima intensidad del estímulo posible para un modelo determinado de perímetro. La cantidad de esta atenuación se expresa en decibelios (dB). Un decibelio es una unidad relativa logarítmica. Un decibelio es igual a un décimo de unidad logarítmica, y 10 dB es igual a una unidad logarítmica, la cual indica una atenuación de 10 veces. Por tanto, un estímulo de 10 dB es aquel en que el estímulo luminoso ha sido atenuado a una unidad logarítmica, o 10 veces. Es una décima parte de la intensidad del estímulo más luminoso disponible. Por ejemplo, en el perímetro Humphrey, el estímulo más luminoso es igual a 10.000 apostilbs de luminancia. Un estímulo de 10 dB se corresponde con 1.000 apostilbs. Un estímulo de 20 dB son 100 apostilbs, y así sucesivamente. (Tabla 1).

**Tabla 1: Escala de intensidad del estímulo versus sensibilidad luminosa diferencial.**

<b>Escala de sensibilidad retiniana en decibelios (dB)</b>	<b>Escala de intensidad luminosa del estímulo en apostilb (asb)</b>	
<b>0</b>	<b>4000</b>	<b>10.000</b>
<b>1 unidad logarítmica 10</b>	<b>400</b>	<b>1000</b>
<b>2 unidades logarítmicas 20</b>	<b>40</b>	<b>100</b>
<b>3 unidades logarítmicas 30</b>	<b>4</b>	<b>10</b>
<b>4 unidades logarítmicas 40</b>	<b>0.4</b>	<b>1</b>
<b>5 unidades logarítmicas 50</b>	<b>0.04</b>	<b>0.1</b>
<b>Modelos de perímetros</b>	<b>Octopus 1-2-3</b>	<b>Humphrey Visual Analyzer</b>

### **5.1.1. Técnicas de medida del campo visual**

En un punto dado del campo visual, la sensibilidad luminosa diferencial se mide mediante los perímetros automáticos modernos variando la luminosidad del estímulo hasta encontrar el umbral de luminancia diferencial más bajo. El verdadero estímulo umbral para un punto concreto del campo visual se obtiene por el 50% de presentaciones detectadas del estímulo.

En perimetría visual, el umbral de luminancia diferencial se mide de dos maneras: mediante la perimetría cinética o bien con la perimetría estática. En la perimetría cinética, un estímulo de tamaño e intensidad constante se mueve a través del campo de mirada del paciente hasta que éste lo detecta, esta posición define un punto en una isóptera. Un conjunto de tales puntos, determinado para un número de direcciones del estímulo en movimiento alrededor del punto de fijación, define la isóptera para el estímulo utilizado. Generalmente, el estímulo se mueve desde la posición de "no detección", fuera del campo visual, hasta la



posición donde "se detecta", ya que es el método donde los resultados son más repetibles. La pantalla tangente de Bjerrun y el perímetro de Goldmann son sistemas típicos que utilizan la perimetría cinética.

En la perimetría estática, el umbral de luminancia diferencial se mide en numerosos puntos específicos del campo visual. Los perímetros automáticos, tal como el Humphrey Field Analyzer o el Octopus 1.2.3 son sistemas típicos de la perimetría estática. Hoy en día, el perímetro automático es el instrumento de elección para examinar el campo visual o la sensibilidad luminosa diferencial de la retina, y además su estrategia de examen debe ser breve y tener una alta especificidad (Drance, 1985; Sommer, 1980). Keltner y Johnson (1983) recomendaron que la perimetría automática, al menos, debería estudiar 60 puntos test distribuidos principalmente en los 30° centrales de la retina. Henson y colaboradores (1991) encontraron que la sensibilidad de un perímetro automático aumentaba logarítmicamente con el número de puntos test.

Si un paciente tiene una pérdida de la función visual, y no es capaz de ver ningún estímulo en ciertos puntos de su campo visual, este paciente tendrá un "escotoma absoluto". Si el paciente requiere un estímulo más grande o más intenso del umbral normal, el paciente tiene un "escotoma relativo". La mancha ciega normal de la papila óptica se mostrará como un escotoma absoluto en el campo visual temporal (retina nasal). La perimetría estática es la técnica óptima para la detección de escotomas pequeños como los que aparecen en los principios del glaucoma, ya que el estímulo no se presenta en movimiento.

Como los estímulos más y menos intensos que el umbral no son informativos se han desarrollado algunas estrategias rápidas que intentan presentar solamente estímulos cercanos al umbral. Por lo tanto, la perimetría estática se puede realizar mediante dos técnicas diferentes, o bien mediante la perimetría estática de supraumbral, o bien por la perimetría estática de umbral.

La técnica de perimetría estática de supraumbral consiste en usar sólo un único valor para el cual un punto en el campo visual podría ser medido. Por ejemplo, los pacientes son examinados con estímulos 6 dB por encima del umbral de observadores normales. Requiere una única presentación, o, si se perdió la primera, una segunda presentación. Si el paciente

detecta todos los estímulos, el examinador llega a la conclusión de que el paciente no tiene escotomas absolutos, y tampoco relativos que sean inferiores a 6 dB (Comerford et al. 2002).

La perimetría estática de umbral se basa en el cálculo del umbral diferencial de luminancia en cada punto de exploración, determinado por una técnica que utiliza una variación del método de los límites que puede llegar a presentar de tres a cinco estímulos por cada punto. En general, se utiliza un procedimiento de enmarcación a través de la presentación escalonada de estímulos de luminancia decreciente o creciente, dependiendo de si el estímulo presentado con anterioridad ha sido visto o no visto, respectivamente. Se utiliza un estímulo flash al que se va aumentando la intensidad en pasos de 4 dB, hasta que el paciente lo detecta. Entonces se disminuye su intensidad en pasos de 2 dB hasta que el paciente no lo detecta. Finalmente, se presenta un último escalón de 1 dB para obtener una estimación más exacta del umbral. Todos los estímulos son presentados en un orden aleatorio, tanto en la intensidad del estímulo como en su localización. Este método descrito se llama estrategia escalonada 4-2-1- dB con una exactitud de  $\pm 1$  dB. Un examen completo de campo visual requiere una repetición de esta secuencia en numerosos puntos, esto puede ser cansado para los pacientes y no siempre con un uso eficiente del tiempo (10 a 20 minuto) (Comerford et al. 2002).

Esta técnica utiliza como estrategias los resultados de un examen previo del paciente que sugiere el punto de inicio para la estimación del umbral, o bien, utiliza como estrategia los datos procedentes de un grupo control de observadores normales clasificados por edad.

La perimetría estática de umbral no se utiliza para un examen rápido, pero su elección tiene una amplia aceptación cuando el campo debe ser evaluado. En el diagnóstico y manejo del glaucoma, esta estrategia es la forma más común de cuantificar el campo visual, ya que se considera la técnica más sensible para detectar las pérdidas iniciales de sensibilidad luminosa diferencial, por delante de la perimetría cualitativa y cuantitativa de Goldmann (Heijl et al. 1980; Hotchkiss et al. 1985; Mills, 1984; Katz et al. 1991; Trope y Britton, 1987). En un estudio prospectivo, Katz y colaboradores (1995) demostraron que la perimetría automática estática de umbral puede detectar casi el 75% de las pérdidas tempranas visuales por glaucoma al menos un año antes que la perimetría de alta calidad de Goldmann.

En nuestra investigación utilizamos el perímetro automático OCTOPUS 1-2-3 con el programa G1X que umbraliza totalmente 59 puntos test en los 30° centrales del campo visual. La secuencia del examen ha sido optimizada para umbralizar inicialmente los puntos que son más probablemente afectados en los inicios de un glaucoma, y a continuación se examinan aquellos que son menos probables de ser afectados por glaucoma (Messmer y Flammer, 1991).

### **5.1.2. Fiabilidad del examen del campo visual**

Para evaluar un examen del campo visual, el perimetrista debe supervisar en el paciente su calidad de fijación, la atención y la consistencia de sus respuestas para asegurar la fiabilidad del test. Por ejemplo, un campo visual automático sin pérdidas visuales será de fiabilidad cuestionable si el examinador observa numerosas pérdidas de fijación o el instrumento muestra numerosas pérdidas de fijación en el índice de pérdida de fijación. Una ventaja significativa de la perimetría automática en este sentido son las técnicas por las cuales el perímetro intenta cuantificar la fiabilidad del paciente. Los principales índices de fiabilidad en la perimetría automática son expuestos a continuación:

#### **Pérdidas de Fijación**

Una fijación exacta es de gran importancia en perimetría, ya que si la fijación oscila no se estimulará la localización retiniana apropiada. Además las localizaciones de los estímulos, que han sido optimizadas para la detección de pérdidas visuales, no serán adecuadas y la variabilidad aumentará causando un aumento del índice de fluctuación en la perimetría automática de umbral completo. Una fijación inadecuada debe ser rápidamente corregida y cuidadosamente considerada para su interpretación.

Los perímetros automáticos avisan al examinador cuando la fijación oscila o repiten la presentación del estímulo (o ambos). Una técnica es el muestreo de fijación Heijil-Krakau (Heijil y Krakau, 1977) que muestra de manera repetida un estímulo sobre la mancha ciega en el transcurso de la exploración. Si la fijación es adecuada y la localización de la papila la

correcta, cuando el estímulo se presenta en ella este no debe ser visto. Si el paciente responde, se registra una pérdida de fijación. Si las pérdidas superan el 20%, el sistema indica la poca fiabilidad de la prueba.

### **Errores de falsos-positivos**

De forma periódica y aleatoria, durante el examen de campo visual, el instrumento espera un intervalo entre presentaciones de estímulos y mueve el punto de fijación o proyección pero sin presentar un test estímulo. Esto es una prueba trampa de falso-positivo. “Si el paciente responde que el estímulo ha sido visto, la respuesta es una respuesta de falso-positivo. Tales respuestas tienden a ser hechas por pacientes impulsivos poco fiables. El paciente puede observar la relación entre el sonido asociado de proyección y la apariencia de un test estímulo y asume que el ruido siempre señala la presencia de un estímulo. La presencia de errores falsos-positivos afecta al resultado del examen del campo visual ya que enmascara la presencia de escotomas reales, al igual que pueden dar sensibilidades muy elevadas (Comer, 1998).

### **Errores falsos-negativos**

Los errores falsos-negativos (FN) se presentan cuando un estímulo es más elevado que el umbral calculado y el sujeto no responde. El fallo de no percibir un estímulo supraumbral significa una pérdida de atención del paciente y de posible fatiga. Katz y Sommer (1988) encontraron un ligero aumento del número de falsos-negativos con test de larga duración. Sin embargo, Johnson y colaboradores (1988) no encontraron un aumento consistente en el nivel de falsos-negativos con respecto al tiempo. Katz y Sommer (1990) observan que altos porcentajes de FN (superiores al 33%) afectan en gran medida a los umbrales calculados, de modo que la especificidad de la exploración disminuye muy significativamente. Otros estudios han encontrado una relación entre las respuestas de falsos-negativos y las pérdidas de campo visual glaucomatosas (Katz y Sommer, 1988; Nelson-Quigg et al. 1989). Sin embargo, no está claro cual es la relación entre los falsos-negativos y las pérdidas de campo.

### **5.1.3. Presentación de resultados**

Los perímetros actuales presentan los resultados habitualmente mediante la representación numérica en decibelios de la sensibilidad luminosa diferencial de cada uno de los puntos explorados, presentando además las diferencias con la sensibilidad de cada punto con respecto a la normalidad (datos corregidos por edades) y la diferencia corregida. Estos números cuando son significativamente superiores a la variación, son los defectos en la sensibilidad retiniana (escotomas).

Al mismo tiempo, se presentan los resultados mediante una escala de grises que permite una visión muy rápida de la extensión y la profundidad del defecto. Sin embargo tiene el inconveniente de representar todos los puntos intermedios no explorados por interpolación de los resultados obtenidos en los puntos próximos. Cuanto más claro sea el tono de gris, mejor y más alta es la sensibilidad retiniana. Otro tipo de escala de grises es el que representa las desviaciones de la normalidad (en porcentajes) sombreadas, lo que da una idea más cercana de donde está dañado el campo visual.

Otro tipo de gráfico que se presenta es la Curva de defecto de Bebie, que alinea la totalidad de los puntos explorados según la profundidad del defecto observado en cada uno de ellos, alineados por orden creciente de defecto de izquierda a derecha. Permite diferenciar con claridad los defectos difusos, en los que la curva está deprimida de principio a fin, de los daños locales que se manifiestan con una brusca pendiente al final de la curva.

Además los perímetros automáticos presentan un programa de reducción de datos, diseñado para tratar todos los valores obtenidos en una exploración campimétrica y reducirlos a unos resultados que permiten asumir una visión cuantificada global del campo visual. A estos valores globales se les denomina "Índices del Campo Visual".

Los índices del campo visual facilitan y dan mayor precisión al análisis de la pérdida de campo visual (Flammer, 1986). Los índices del campo visual, establecidos para una población normal, se hallan en la memoria del programa y sirven de referencia para comparar los resultados individuales con la normalidad estadística (Bebié 1985). Los índices del campo visual son los siguientes:

- **Sensibilidad media (MS):** Es la media aritmética de la sensibilidad retiniana en dB de todos los puntos examinados, es muy útil cuando hay una pérdida difusa de sensibilidad o numerosos defectos localizados, pero tiene muy poco valor cuando estamos valorando defectos localizados.

- **Defecto medio (MD):** Es la media aritmética de la desviación de cada uno de los puntos con respecto a los valores normales corregidos. Se considera que los valores entre +2 y -2 decibelios están en los límites de la normalidad, siendo los valores positivos patológicos. Como sucede con la sensibilidad media, es más útil para detectar pérdidas difusas. El defecto medio es el índice más importante relacionado con el daño global. La tendencia de cambio de un campo visual se puede analizar mejor siguiendo los cambios en el MD.

- **Varianza de la Pérdida (LV):** Indica la heterogeneidad local producida por un defecto sobre el campo visual. Se calcula con las desviaciones individuales respecto al valor del defecto medio en todas las localizaciones medidas. Cuanto más profundos es/son el /los escotoma/s mayor es la varianza de la pérdida. En el campo visual normal pueden situarse entre 0 y 6 decibelios. Obedece a la existencia de defectos verdaderos localizados, y depende de la fluctuación a corto plazo.

Por ejemplo, una LV elevada (superior a 6 dB) en combinación con un MD dentro de la normalidad (entre -2 y +2 dB), nos indica que en el campo visual existe un defecto localizado profundo, pero que por su pequeño tamaño aún no reduce el valor del MD. Por ello, en campos visuales de seguimiento, la valoración de estos dos índices (MD y LV) resulta una combinación muy efectiva para detectar cualquier cambio en la situación del paciente.

- **Fluctuación a corto plazo (SF):** Representa la dispersión del campo visual y se obtiene a partir de la doble determinación del umbral de luminancia diferencial sobre varios o todos los puntos de dicho campo. El incremento del número de falsos positivos se asocia con un aumento de la SF (Flammer, 1985). Una SF dentro de la normalidad estadística (hasta 1.5 dB) proporciona fiabilidad a los resultados del campo visual, ya que los defectos registrados con SF normal tienen mayor

probabilidad de ajustarse a la realidad que asociados a una SF elevada (hasta 2.5 dB y más para pacientes con campos visuales alterados).

- **Varianza Corregida de la Pérdida (CLV):** Supone la corrección de la varianza de la pérdida, extrayendo la influencia de la fluctuación a corto plazo. Ofrece así un valor más seguro del estado del campo visual. Así cuando el valor de SF es elevado, el valor LV se verá afectado. Por ello se crea la varianza corregida de la pérdida (CLV) que es un índice para pérdida localizada de sensibilidad, independientemente de la fluctuación a corto plazo (SF). Básicamente, la CLV está corregida por la varianza debida a la fluctuación, sustrayendo el factor SF, lo que da como resultado, un índice mucho más sensible que la varianza de la pérdida (LV) para la detección temprana de defectos localizados.

- **Factor de fiabilidad (RF):** Informa sobre la cooperación del paciente durante el examen. Cuantifica el número de falsos positivos y negativos sobre el total de trampas presentadas, expresado en porcentaje. El resultado cero es excelente, el valor del RF no debe ser superior al 15% para dar como bueno el campo visual.

## **5.2. Factores que afectan a la sensibilidad luminosa diferencial**

La sensibilidad luminosa diferencial se puede encontrar afectada por factores como el diámetro pupilar, el error refractivo, la fatiga, las opacidades de los medios y la edad.

Por diferentes mecanismos, tanto la miosis (Lindenmuth et al. 1989) como la midriasis (Lindenmuth et al. 1990) pueden producir disminuciones significativas de la sensibilidad luminosa, siendo aún mayores para excentricidades de campo creciente. Además, a medida que la pupila se aproxima a un diámetro de 2.5 mm, la luminancia retiniana disminuye, y a diámetros pupilares inferiores, la difracción empieza a jugar un importante papel. (Lynn et al. 1989). Esto puede a su vez conducir a un descenso de la sensibilidad luminosa diferencial en el campo visual central.

Se ha observado que la dilatación de la pupila puede también causar un aumento del defecto medio (Lindenmuth et al. 1990; Park y Youn 1994). Kudrna y colaboradores (1995)

encontraron una disminución de la sensibilidad foveal de cerca de 2 dB y un aumento del defecto medio de 1 a 1,5 dB con dilatación.

Por otro lado, una compensación refractiva inadecuada puede disminuir difusamente la sensibilidad luminosa diferencial (pérdida generalizada), con mayor efecto en el punto de fijación y disminuyendo éste desde la fovea hacia los 30° (Atchison, 1987; Benedetto y Cyrilin, 1986; Fankhauser y Enoch, 1962; Heuer et al. 1987). Por tanto, es importante compensar cualquier error refractivo significativo, particularmente cuando se usa un instrumento con estrategia de colina de Hill normalizada con la edad en lugar de una estrategia de muestreo de umbral (i.e., Octopus STX o Humphrey FASTPAC). Además, el uso de lentes de prueba puede causar un efecto de borde. El soporte con la lente se debe ajustar tan cerca del ojo como sea posible para evitar este efecto.

Además de prevenir el emborronamiento que afecta a los resultados de la sensibilidad luminosa diferencial, hay que recordar que los tamaños de estímulos más grandes, como el tamaño Goldmann III (perímetros automáticos) y superiores, no se ven tan afectados por el error refractivo como lo son los estímulos más pequeños (tamaño Goldmann II e inferiores) (Atchison, 1987; Weinreb y Perlman, 1986).

Otro factor a considerar es la fatiga que puede producir un descenso generalizado de la sensibilidad luminosa diferencial junto con otros defectos del campo visual (Hudson et al. 1994; Johnson et al. 1988; Searle et al. 1991). La fatiga ha sido un problema significativo en la perimetría de umbral completo debido a la duración del test, aunque las nuevas estrategias de umbral se han desarrollado con una reducción sustancial del tiempo, tal como la estrategia Dicon HT, las estrategias TOP y Dinamic del Octopus, y la estrategia SITA de Humphrey. Éstas deberían reducir extensamente el efecto significativo de la fatiga en la perimetría de umbral. La fatiga también puede afectar los resultados de examen obtenidos después de que el paciente haya realizado otras pruebas anteriores, en personas mayores de edad, o cuando el examen de campo es completo.

Las opacidades de los medios son otro factor que afecta a la medida del campo visual. Las cataratas parecen degradar la imagen retiniana por tres mecanismos: la dispersión de la luz, emborronamiento de la imagen, y disminución de la iluminación retiniana aumentando el umbral de luminancia diferencial (Heuer et al. 1988). Estos pueden causar defectos visuales



de campo que imiten una pérdida de campo glaucomatosa o una progresión de los defectos de campo visual glaucomatoso (Greve, 1980). Una catarata combinada con una pupila pequeña es particularmente efectiva para producir estos defectos de campo visual. Por tanto, es importante correlacionar cuidadosamente la apariencia de los medios, particularmente el cristalino, y la profundidad de los resultados del campo visual en todos los casos.

El avance de la edad es otro factor que provoca un descenso generalizado de la sensibilidad luminosa diferencial, acompañada de una gran depresión a excentricidades mayores, aún en ausencia de enfermedades (Heijl et al. 1987; Jaffe et al. 1986). Johnson y colaboradores (1989) sugieren que esto es debido principalmente a cambios en la sensibilidad de la retina y en las vías visuales, además de los cambios en los medios oculares y en el tamaño pupilar. La variabilidad de la respuesta (fluctuación) también parece aumentar con la edad, particularmente en el campo superior.

Todos estos factores mencionados tienden a producir alguna pérdida generalizada o difusa de la sensibilidad y son posibles causas de pérdida artificial del campo visual que es previsible en algunos casos y afecta a la interpretación en muchos casos. En la perimetría automática moderna, la edad se toma en cuenta introduciendo la edad del paciente antes de iniciar la prueba o en el muestreo del umbral que se realiza durante los primeros 30 a 60 segundos de iniciar el test.

## **OBJETIVOS**

---



## **1. OBJETIVO GENERAL**

Analizar la influencia de un filtro amarillo con tratamiento antirreflejante sobre la función visual mesópica de sujetos emétopes y sujetos miopes operados de cirugía refractiva LASIK (Queratomileusis in situ con láser excimer).

### **1.1. Objetivos Específicos**

1. Valorar la sensibilidad al contraste, la agudeza visual de bajo contraste y la sensibilidad luminosa diferencial, en condiciones de iluminación mesópica en sujetos emétopes,
2. Analizar el efecto de la interposición del filtro amarillo sobre las variables de la función visual mesópica en sujetos emétopes.
3. Valorar la sensibilidad al contraste mesópica sin y con deslumbramiento, en sujetos miopes operados de cirugía refractiva LASIK
4. Analizar el efecto del LASIK sobre el patrón de normalidad de la sensibilidad al contraste mesópica y sobre la discapacidad por deslumbramiento.
5. Analizar el efecto de la interposición del filtro amarillo sobre la sensibilidad al contraste mesópica y sobre la discapacidad por deslumbramiento en los sujetos miopes operados de cirugía LASIK.
6. Valorar la sensibilidad al contraste fotópica sin y con deslumbramiento en sujetos miopes operados de cirugía LASIK
7. Analizar el efecto del LASIK sobre el patrón de normalidad de la sensibilidad al contraste fotópica y sobre la discapacidad por deslumbramiento.
8. Analizar el efecto de la interposición del filtro amarillo sobre la sensibilidad al contraste fotópica y sobre la discapacidad por deslumbramiento en los sujetos miopes operados de cirugía LASIK.



## **PERSONAS, MATERIAL Y MÉTODO**

---



## 1. PERSONAS

El estudio sobre la influencia del filtro amarillo en la función visual se realizó en dos etapas para grupos de población diferentes. La primera etapa incluyó población adulta joven, emétrope y oftalmológicamente sana. En la segunda etapa se comparó la función visual sin y con el filtro amarillo de un grupo de pacientes miopes operados de cirugía LASIK (Queratomileusis in situ con láser excimer) con la de un grupo de sujetos Control. En ambos casos, se siguieron las recomendaciones de la Declaración de Helsinki, y todos los sujetos dieron su consentimiento para participar una vez que la naturaleza del estudio les había sido explicada.

Las medidas se realizaron en una única visita para cada sujeto, en la Escuela Universitaria de Óptica de la Universidad Complutense de Madrid. Los datos personales se han tratado de forma anónima, ya que los objetivos del proyecto no implican relacionar los resultados con una persona en particular y solo se han utilizado aquellos aspectos ligados a la función y atención visual.

### 1.1. Primera etapa

En la primera etapa de la investigación, la muestra estudiada fue de 38 personas adultas (29 mujeres y 9 hombres), con una edad media de  $26 \pm 9$  años, que cumplían los siguientes criterios de inclusión:

- Emétropes ( $\pm 0,50$  D)
- Agudeza visual decimal igual o superior a la unidad.
- Ausencia de patologías oculares y tratamientos farmacológicos.

### 1.2. Segunda etapa

El grupo Control estuvo compuesto por 30 sujetos adultos (23 mujeres y 7 hombres) con una edad media  $36.2 \pm 4.7$ , que cumplieron los siguientes criterios de inclusión:



- Emétropes ( $\pm 0,25$  D)
- Agudeza visual decimal igual o superior a la unidad.
- Ausencia de patologías oculares y tratamientos farmacológicos.

El grupo LASIK estuvo formado por 27 pacientes adultos miopes (edad media  $36.1 \pm 7.4$  años), 16 mujeres y 11 hombres, que habían sido intervenidos a cirugía refractiva con el procedimiento de Queratomileusis in situ con láser excimer (LASIK) en un periodo anterior de 12 a 24 meses en una clínica oftalmológica de Madrid. En todos los casos, la cirugía refractiva LASIK fue realizada con el laser excimer Multiscan Schwind 193-nm y el software versión 5.5 (Shwind Company, Kleinostheim, Germany). El flap o lentículo corneal fue de un espesor de 180  $\mu\text{m}$  y un diámetro de 9.5 mm, creado mediante el uso del microqueratomo Handsatome (Automated Corneal Sharper of Bausch & Lomb). En todos los casos la zona de ablación fue de 6 mm de diámetro, sin zona de transición.

Se excluyeron del estudio los sujetos con un error refractivo preoperatorio de más de -6 D (refracción esférica) y con un astigmatismo superior a 0.75 D. De esta forma se aseguró que la muestra era homogénea, ya que no hay una pérdida significativa de la sensibilidad al contraste a ninguna frecuencia espacial entre miopes hasta -6 D y emétropes (Liou y Chiu, 2001)

Las características de los pacientes del grupo LASIK fueron las siguientes:

- Error refractivo preoperatorio medio de los pacientes fue de  $-4.02 \pm 1.23$  D (equivalente esférico), con un rango de -1.25 a -6 D.
- Agudeza visual decimal preoperatoria de alto contraste, con su mejor compensación, igual a la unidad.
- Agudeza visual decimal postoperatoria no compensada de 0.9.
- Ausencia de patologías oculares y tratamientos farmacológicos.
- Todos los pacientes estaban satisfechos con los resultados de la cirugía y no utilizaban ninguna forma de compensación óptica para visión lejana.

## **2. MATERIAL Y MÉTODO**

A continuación se describen los sistemas clínicos y métodos psicofísicos utilizados en este estudio.

### **2.1. Sensibilidad al contraste**

El efecto del filtro amarillo X-482 sobre la función visual de sujetos emétopes normales y pacientes LASIK se realizó examinando la función de sensibilidad al contraste en condiciones de luminancia ambiental mesópica y fotópica. Asimismo se valoró la discapacidad por deslumbramiento analizando la diferencia entre la sensibilidad al contraste sin y con deslumbramiento, que se expresó como la pérdida de contraste con deslumbramiento en unidades logarítmicas.

Como para el sistema visual es imposible medir directamente el contraste de la imagen percibida, además de no ser un sistema lineal. Para solucionar este problema se utiliza un método inverso. En lugar de mantener constante la entrada del sistema (es decir, el contraste del objeto constante para todas las frecuencias espaciales) y medir en la imagen como el sistema atenúa cada una de las frecuencias, se varía la entrada (el contraste del objeto) para cada frecuencia y se mantiene constante la salida (imagen percibida), concretamente el umbral de detección para cada una de las frecuencias, y se establece la hipótesis de que es constante en todo el espectro.

Así pues, para determinar la MTF (función de transferencia de modulación) del sistema visual, se reduce el contraste de una red sinusoidal, manteniendo su luminancia media constante hasta alcanzar su umbral, es decir, hasta que el observador vea un campo uniforme. La inversa de este nivel de contraste es la sensibilidad al contraste. La medida se repite para las diferentes frecuencias espaciales y se obtiene la función de sensibilidad al contraste (CSF), representándose en escala logarítmica.

En esta investigación se han utilizado para la medida de la sensibilidad al contraste los siguientes tests clínicos:

- Vistech VCTS 6500
- Mesotest II
- Contrast Glaretester CGT-1000

Y para la medida de la discapacidad por deslumbramiento el:

- Mesotest II
- Contrast Glaretester CGT-1000

A continuación se describen los tests clínicos y el procedimiento de medida utilizado en cada caso.

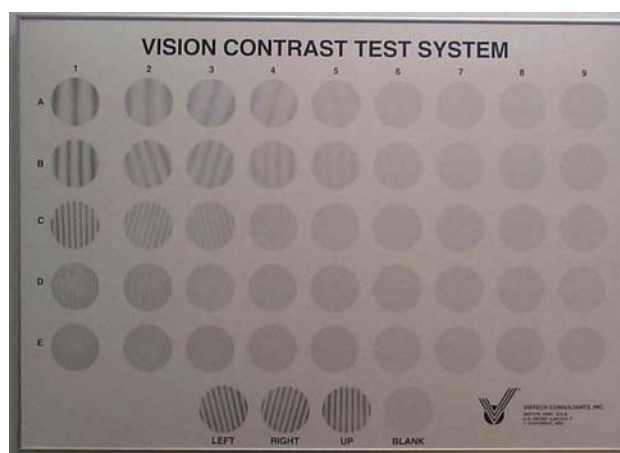
#### **2.1.1. Test de sensibilidad al contraste Vistech VCTS 6500**

El test clínico Vistech VCTS 6500 (Vistech Consultants, Inc, Dayton, USA) se utilizó para medir la sensibilidad al contraste en condiciones de luminancia mesópica en la primera etapa de la investigación. El Vistech VCTS 6500 (figura 9) mide la sensibilidad al contraste a cinco frecuencias espaciales. El test se presenta en un panel que contiene una serie de placas o discos de fotografías de redes de onda sinusoidal creadas por ordenador, con diferentes frecuencias espaciales y contraste.

Las frecuencias espaciales que explora son: 1.5 – 3 – 6 – 12 y 18 ciclos / grado (c/g) de ángulo visual, dispuestas en cinco filas (A, B, C, D y E) respectivamente. Cada fila de una determinada frecuencia espacial presenta nueve discos impresos, cada uno con un patrón de onda sinusoidal, cuyo contraste decrece desde relativamente alto en la izquierda a un contraste cero en la novena columna a la derecha. El rango de contraste es diferente para cada frecuencia y el tamaño de los escalones es irregular. El tamaño medio de escalón es de 0.23

unidades logarítmicas con un escalón mínimo y máximo de 0.11 y 0.37 unidades logarítmicas respectivamente.

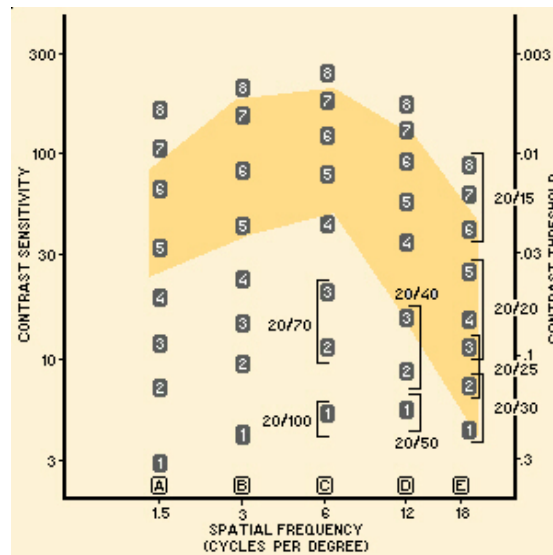
Para controlar la exactitud en la percepción del sujeto, las franjas de los discos están inclinadas en tres orientaciones dispuestas al azar (vertical, giradas  $15^\circ$  ó  $-15^\circ$ ). Se asume que el sujeto detecta una red cuando describe su orientación (vertical, derecha ó izquierda). Esta orientación de las franjas sinusoidales se ha hecho al azar para controlar la exactitud de la respuesta. Las dimensiones del panel, que se presenta colgado en la pared, son de 93 cm por 68 cm, y cada disco tiene un diámetro de 7.6 cm subtendiendo  $1.43^\circ$  al ojo.



**Figura 9: Test de sensibilidad al contraste Vistech VCTS 6500**

La sensibilidad al contraste para cada frecuencia espacial se determina por el disco de menor contraste cuya orientación se identifica correctamente en cada fila. En el impreso de registro de resultados (figura 10), que se suministra con el sistema del test, están representados los valores de la sensibilidad al contraste de cada red. En él se marca el número del último disco identificado correctamente para cada frecuencia espacial (fila). Los cinco puntos obtenidos se unen, dando lugar a una curva que representa la función de sensibilidad al

contraste (CSF) del individuo. Naturalmente hay que tener en cuenta que cada columna vertical en el impreso de evaluación corresponde a una fila horizontal en el panel.



**Figura 10: Gráfico de registro de resultados del Vistech VCTS 6500.**

La zona sombreada de la gráfica del impreso representa la región donde se encuentra la CSF fotópica del 90% de la población general, según los resultados de Ginsburg (1984).

El número de cada disco o patrón de red de onda sinusoidal se puede convertir, mediante la escala proporcionada por el fabricante (Tabla 1), en los valores de sensibilidad al contraste correspondiente a cada frecuencia espacial. En la tabla 2 se exponen estos datos:

**Tabla 2: Valores de sensibilidad al contraste para cada uno de los discos de las frecuencias espaciales.**

NUMERO DE DISCO								
FILA	1	2	3	4	5	6	7	8
<b>1.5 c/g (A)</b>	3	7	12	20	35	70	120	170
<b>3 c/g (B)</b>	4	9	15	24	44	85	170	220
<b>6 c/g (C)</b>	5	11	21	45	70	125	185	260
<b>12 c/g (D)</b>	5	8	15	32	55	88	125	170
<b>18 c/g (E)</b>	4	7	10	15	26	40	65	90

El procedimiento de medida fue el siguiente:

1. El sujeto, con pupila y acomodación naturales, se situaba a 3 m del test, uniformemente iluminado para las condiciones de luminancia mesópica exigidas ( $0,5 \pm 0,2 \text{ cd / m}^2$ ).
2. El método de medida se le explicó al sujeto haciendo referencia a los discos ejemplo que se encuentran en la parte inferior del test. Las respuestas de elección forzada posibles, eran cuatro: "Izquierda", "derecha", "vertical" o "blanco".
3. Las medidas se realizaron binocularmente sin o con la interposición del filtro amarillo. Se empezaba la medida por la fila A (1.5 ciclos/grado) de izquierda a derecha, preguntando al sujeto si identificaba la orientación de las ondas sinusoidales
4. En la hoja de la gráfica de registro (figura 10) se apuntó el número del último disco identificado correctamente.
5. Se repetía este procedimiento para las filas B hasta la E.

Las medidas de luminancia del test ( $0,5 \pm 0,2 \text{ cd/m}^2$ ) se obtuvieron con el fotómetro IL1400A#3448, calibrado para medir niveles de luminancia en  $\text{cd/m}^2$ , en combinación con el detector SPLO25Y#238, que se colocó a una distancia de 5 cm de la superficie de los tests. Las medidas fueron realizadas en cuatro puntos diferentes de los tests.

### 2.1.2. Mesotest II

La sensibilidad al contraste mesópica sin y con deslumbramiento fue medida binocularmente con el Mesotest II o Mesoptometer II (Oculus, Wetzlar, Germany) (Figura 11), el cual ha sido descrito anteriormente por otros investigadores (Nagy et al. 2002; Schlote et al. 1997, Pérez-Carrasco et al. 2005). Ambas variables describen la función mesópica y son usadas en Alemania como un estándar legal para determinar la habilidad de conducir por la noche (Schlote et al, 1997).



**Figura 11: Sistema Mesotest II o Mesoptometer II (Oculus, Wetzlar, Germany).**

Durante el examen, el sujeto ve a través de un sistema óptico un optotipo del tipo anillo de Landolt situado a 5 m de distancia, siendo la luminancia del fondo de  $0.032 \text{ cd/m}^2$  sin deslumbramiento y de  $0.1 \text{ cd/m}^2$  con deslumbramiento. El contraste del test respecto a su

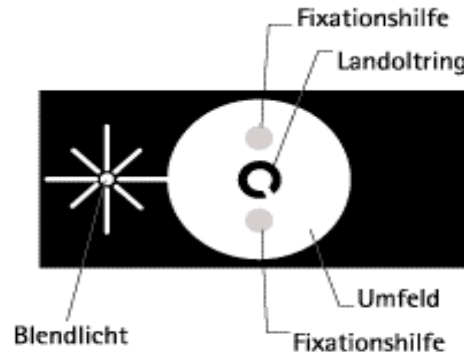
fondo puede ser variado en una serie de escalones de contraste (Tabla 3), descendiendo en un factor de 0.10 unidades logarítmicas de sensibilidad al contraste. Dado que la sensibilidad al contraste es el valor recíproco del umbral de contraste, éste valor fue transformado a unidades logarítmicas de sensibilidad al contraste para el análisis estadístico (Boxer Wachler et al. 1998). El nivel de contraste límite fue el de 1:5, que es el nivel exigido por la German Ophthalmic Society (DOG) para la conducción nocturna de un coche (Harms et al. 1984). Para conductores de camiones el nivel de contraste recomendado es 1:2.7.

**Tabla 3: Niveles de contraste del Mesotest II. Contraste Weber**  $= \frac{L_f - L_o}{L_f}$

<b>Ratio <math>L_0/L_f</math></b>	<b>Umbral de Contraste</b>	<b>Sensibilidad al Contraste</b>	<b>Log Sensibilidad Contraste</b>
<b>1:23</b>	<b>0.95</b>	<b>1.052</b>	<b>0.02</b>
<b>1:5</b>	<b>0.8</b>	<b>1.25</b>	<b>0.1</b>
<b>1:2.7</b>	<b>0.63</b>	<b>1.587</b>	<b>0.2</b>
<b>1:2.0</b>	<b>0.50</b>	<b>2</b>	<b>0.3</b>

El anillo de Landolt, es de tamaño 20/200 de agudeza visual, pudiéndose presentar en 6 posiciones aleatorias (Figura 12). Si el sujeto reconocía 3 de las 6 posiciones del test, se pasaba al siguiente nivel de contraste más bajo. Una vez realizada la prueba, se procedía al examen con deslumbramiento. Automáticamente, se enciende la fuente de deslumbramiento con un ángulo visual de 3° a la izquierda de la línea de mirada, y mientras la luz permanece en el campo de visión se repite el proceso anterior de medida. La luminosidad de la fuente de deslumbramiento es de  $0.35 \pm 0.03$  lux al nivel de la pupila.





**Figura 12: Anillo de Landolt y fuente de deslumbramiento.**

El procedimiento de medida fue el siguiente:

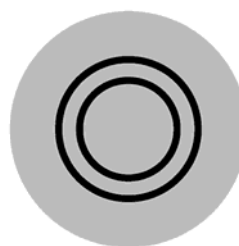
- 1 Se adaptó al sujeto durante 10 minutos a las condiciones mesópicas bajas, explicando el método de medida con referencia a la detección de la orientación del anillo de Landolt. En la fase de deslumbramiento se le advirtió de que mantuviera la mirada en el anillo mientras estaba la luz de deslumbramiento a la izquierda del anillo.
- 2 Se realizó la medida binocular sin y con deslumbramiento forzando la respuesta. La mitad de las veces sin la interposición del filtro amarillo y la otra mitad llevando el filtro amarillo.
- 3 La medida se repetía con o sin la interposición del filtro amarillo después de un tiempo de recuperación de los fotorpigmentos de 5 minutos.
- 4 Los resultados se anotaban en la tabla de registro.

### 2.1.3. Contrast Glaretester CGT-1000

La sensibilidad al contraste fotópica sin y con deslumbramiento fue medida monocularmente (ojo derecho) usando el sistema Contrast Glaretester CGT-1000 (Takagi, Japan) (Figura 13), recientemente descrito por otros investigadores (Hayashi et al. 2003; Pérez-Carrasco et al. 2005; Puell et al. 2006). Este instrumento determina el umbral de contraste mediante un método de escalera automático. Presenta 6 tamaños de estímulo a una distancia de 35 cm.



**Figura 13: Sistema Contrast Glaretester CGT-1000.**



**Figura 14. Anillo estímulo del CGT-1000.**

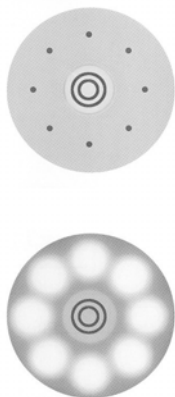
Los optotipos son anillos de tamaño variable (Figura 14), siendo los ángulos visuales del estímulo completo de: 6.3, 4.0, 2.5, 1.6, 1.0 y 0.7 grados. Normalmente la frecuencia espacial del estímulo se expresa en ciclos por grado (c/g), Puell y colaboradores (2006) transformaron los valores anteriores a frecuencias espaciales, así los correspondientes ciclos por grado (c/g) son 1.0, 1.7, 2.6, 4.2, 6.6, y 10.4, respectivamente.

El umbral de contraste es presentado en 12 niveles desde 0.01 a 0.45 para cada tamaño de estímulo, y es determinado mediante un método de escalera como el usado en los tests automáticos de campo visual, partiendo de valores umbrales correspondientes a la edad del sujeto previamente seleccionada en el instrumento. El sujeto debe pulsar un botón cuando ve el estímulo.

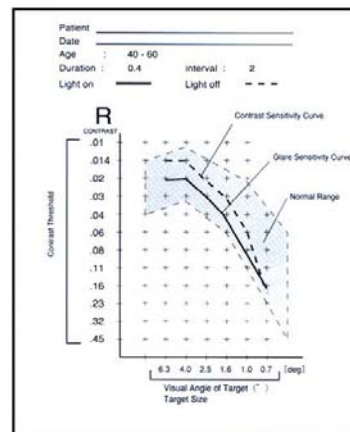
El Contrast Glaretester tiene una luminancia de fondo constante de  $10 \text{ cd/m}^2$ . Además presenta opciones para el tiempo de presentación del test (0.2, 0.4 o 0.8 s) y el tiempo de latencia entre ellos (1, 2 y 3 s). La prueba tiene una duración aproximada de 2 minutos. El sistema tiene 8 fuentes de deslumbramiento, localizadas alrededor del estímulo, que se encienden automáticamente para evaluar la sensibilidad al contraste con deslumbramiento (Figura 15). La luminancia del deslumbramiento puede ser ajustada desde baja ( $10.000 \text{ cd/m}^2$ ) a media ( $20.000 \text{ cd/m}^2$ ) o alta ( $40.000 \text{ cd/m}^2$ ). Cuando el análisis ha sido completado, el instrumento provee un gráfico para cada sujeto mostrando los valores de umbral al contraste sin y con deslumbramiento para cada tamaño angular del estímulo (figure 16). Estos valores de contraste umbral se convirtieron a unidades logarítmicas de sensibilidad al contraste para su análisis estadístico.

En este estudio, el instrumento fue predeterminado para las siguientes condiciones:

- Tiempo de presentación del test de 0.2 s.
- Tiempo de latencia entre tests de 2 s.
- Luminancia de deslumbramiento  $40.000 \text{ cd/m}^2$ .



**Figura 15: Estímulo del CGT-1000 sin y con deslumbramiento.**



**Figura 16: Impresión tipo de resultados del CGT-1000.**

El procedimiento de medida fue el siguiente:

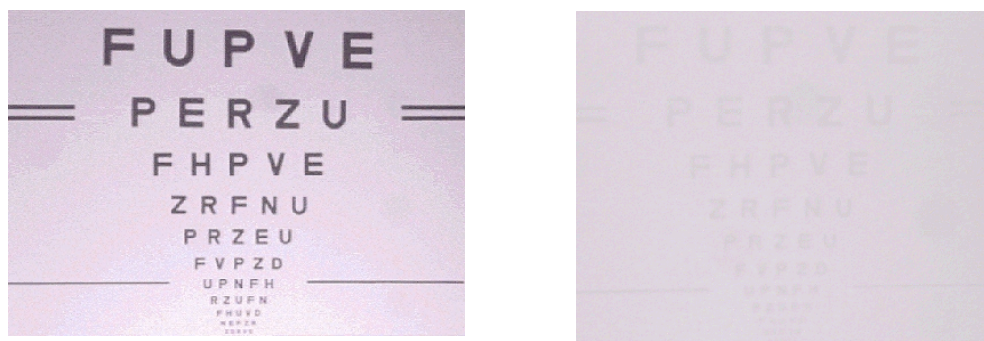
1. Se adaptó al sujeto durante 5 minutos a las condiciones de luminancia fotópicas de la habitación ( $85 \text{ cd/m}^2$ ).
2. Se explicó el método de medida al sujeto colocándole en el visor para medir el ojo derecho:
  - Se le mostró el anillo de prueba que presenta el sistema.
  - Se le indicó que debía activar el pulsador de respuesta cada vez que veía un anillo por débil y pequeño que le pareciese.
3. Se introducía en el sistema el rango de edad correspondiente.
4. Se inició el examen automáticamente primero sin deslumbramiento y, a continuación, se repetía con deslumbramiento. La mitad de las veces sin la interposición del filtro amarillo y la otra mitad llevando el filtro amarillo.
5. Finalizada la prueba el instrumento imprime un gráfico con los resultados.
6. Después de un tiempo de 5 minutos de recuperación de los fotopigmentos, se repetía la medida con o sin la interposición del filtro amarillo

## **2.2. Agudeza visual de bajo contraste**

En el presente estudio se exploró el efecto del filtro amarillo X-482 sobre la agudeza visual de bajo contraste en condiciones mesópicas en sujetos emétopes sanos; ya que en investigaciones anteriores se ha sugerido que el examen visual en condiciones de baja iluminación es más sensible a cambios en la visión (Guillon et al. 1988; Elliot et al. 1990; Regan et al. 1993; Woods y Wood. 1995).

Los tests de agudeza visual de bajo contraste miden la letra más pequeña que puede ser resuelta a un contraste fijo, pero no miden la sensibilidad al contraste (Elliott, 1998). Los

tests de agudeza visual de bajo contraste (Figura 17) son utilizados como una medida más sensible para identificar cambios en la función visual de diferentes patologías (Haegerstrom-Portnoy et al. 1997). El rango de disminución de la agudeza visual con la reducción de contraste permite identificar pacientes cuya sensibilidad al contraste está afectada por su problema visual.



**Figura 17: Cartas LogMAR de alto y bajo contraste ETDRS.**

En la presente investigación se usaron, entre otros, los contrastes del 10% y 5% para detectar los leves cambios de contraste que podría inducir el filtro amarillo X-482. Estos niveles de contraste eran similares a los sugeridos por Regan y colaboradores (1993), del 4% y 11%, para detectar cambios sutiles de visión después de la cirugía refractiva.

### **2.2.1. Microlens UPT-1000**

La agudeza visual de bajo contraste mesópica fue determinada utilizando el software de análisis visual Microlens UPT-1000 (Dueffe Tecno Vision, Pergine Vals, Italy) que incluye tests para diferentes funciones visuales. La presentación del test se realizó con un monitor LCD Philips Brilliance 150P de 15", una pantalla tipo (TFT/LCD) y resolución 1024x768 a 60 Hz y 48.4 kHz. La calibración del contraste de luminosidad se realizó de acuerdo a las instrucciones del software, con un test dicromático y con lentes rojo-verde, variando la luminosidad y el contraste hasta la neutralización. La luminancia media de la

pantalla fue de  $2.5 \pm 0.3 \text{ cd/m}^2$  medida con el fotómetro IL1400A#3448 en combinación con el detector SPLO25Y#238 colocado a una distancia de 5 cm de la superficie de la pantalla y en diferentes puntos de la misma. La pantalla fue encendida al menos 20 minutos antes de cada prueba y calibrada para cada sesión. Además, el software fue calibrado para 3 metros de distancia.

El test utilizado fue el de agudeza visual de bajo contraste para la E de Snellen que presenta series completas a cuatro contrastes decrecientes (50%, 20%, 10%, y 5%). Cada serie empieza en 0.32 de agudeza visual decimal, presentando la orientación de la E de Snellen de manera aleatoria, hasta alcanzar la máxima agudeza visual de 1.2. En este nivel la E tiene 9 orientaciones posibles.

#### Procedimiento:

1. Luminancia ambiental del laboratorio de  $0.9 \pm 0.3 \text{ cd/m}^2$ , a la cual el sujeto se debió adaptar al menos 10 minutos.
2. Se encendió la pantalla 20 minutos antes de cada prueba y se calibró.
3. Se situó al sujeto a 3 metros de la pantalla. Se explicó el método de medida al sujeto con referencia a la orientación de la E de Snellen que tenía cuatro posibles respuestas: Arriba, abajo, derecha e izquierda.
4. Se realizó la prueba binocularmente empezando por la primera serie de la E Snellen del 50% de contraste, y preguntando al sujeto la orientación de los optotipos. La medida se realizaba con o sin la interposición del filtro amarillo.
5. Se repetía el procedimiento para las series del 20%, 10% y 5% de contraste. En cada caso sin o con la interposición del filtro amarillo.
6. Se anotaba el resultado de la agudeza visual más baja que identificaba correctamente.

### 2.3. Sensibilidad luminosa diferencial

El efecto del filtro amarillo X-482 sobre la percepción de la luminosidad, en sujetos normales y en condiciones mesópicas altas, se realizó evaluando la Sensibilidad Luminosa Diferencial (SLD) en el campo visual central.

Cuando dos estímulos presentan valores idénticos en todos sus parámetros, excepto en la luminancia  $L$ , se dice que se ha obtenido el umbral de luminancia diferencial cuando se ha conseguido la menor diferencia ( $\Delta L$ ) que debe existir entre los valores de luminancia para que los dos estímulos sean justamente distinguibles. El umbral de luminancia diferencial permite la apreciación de los objetos que destacan sobre un fondo iluminado y tiene máxima importancia en visión fotópica, que es una visión esencialmente de contrastes, fundamental para la visión de las formas. La sensibilidad luminosa diferencial se define por la inversa del umbral de luminancia diferencial,  $1/\Delta L$ .

El umbral de luminancia diferencial depende de los diferentes parámetros que definen las condiciones de observación. En general, dado que  $\Delta L$  depende del valor de  $L$ , suele representarse el umbral relativo  $\Delta L/L$  o fracción de Weber. La ley de Weber dice que conforme aumenta la luminancia del fondo ( $L$ ), el umbral diferencial  $\Delta L$  también aumenta de forma proporcional tal que la relación  $\Delta L/L$  permanece constante, en un valor aproximado entre 0,015 y 0,03 para un intervalo de luminancias de fondo que va desde 0,1 cd / m<sup>2</sup> hasta 1000 cd / m<sup>2</sup>. La fracción de Weber realmente representa lo que comúnmente se conoce como contraste. Así, si un objeto y su fondo tienen luminancias  $L_0$  y  $L_f$  entonces el contraste se define como

$$\text{Contraste Weber} = L_0 - L_f / L_f$$

Donde un valor positivo indica que el objeto es más luminoso que el fondo.  $L_0 - L_f$ , y corresponde al valor umbral cuando el contraste produce la mínima diferencia apreciable.

En la campimetría estática, como la utilizada en esta investigación, el umbral de luminancia diferencial se determina punto a punto, lo cual se consigue manteniendo el estímulo inmóvil en una posición del campo visual y aumentando progresivamente la luminancia hasta que puede ser detectado. El umbral de luminancia diferencial varía en las

diferentes zonas de la retina, siendo menor en las zonas centrales del campo visual que en la periferia.

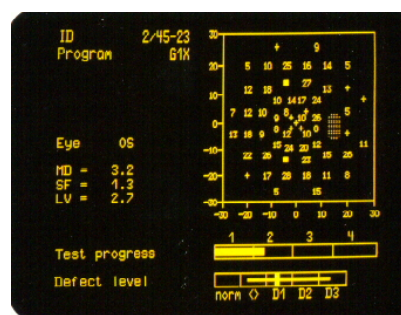
La sensibilidad luminosa diferencial en el campo visual se suele expresar en decibelios (dB). El hecho de que la retina sea mucho más sensible a los cambios de luminancia con luz débil (generalmente cerca del umbral) que en las luminancias más intensas, hace bastante complicada la medición ya que la respuesta no es lineal sino logarítmica. Esto significa que para alcanzar el mismo cambio percibido por el ojo, los escalones en la escala de luminancia o intensidad deben ser mayores en la zona de mayor luminosidad y menores en la zona más tenue. Por lo tanto, para facilitar el registro de los resultados, la escala de medidas se convierte de unidades “apostilb” (intensidad) a unidades “decibelios, dB” (sensibilidad) lineales. Al mismo tiempo, se prefiere presentar valores más altos para una retina más sensible, por lo que la escala se invierte y se pasa de valores umbrales de luminancia a valores de sensibilidad luminosa.

### 2.3.1. Octopus 1-2-3

La determinación de la sensibilidad luminosa diferencial fue realizada mediante la técnica de perimetría estática de umbral y estrategia adaptada, con el programa G1X del perímetro automático Octopus 1-2-3 (Interzeag AG, Switzerland) (Figura 18). Este perímetro explora 59 puntos en los 30° centrales del campo visual (figura 19), con estímulos estáticos y de luminancia variable.



**Figura 18: Perímetro Octopus 1-2-3. (Interzeag AG, Switzerland).**



**Figura 19: Muestra los 59 puntos del campo visual central (30° grados).**



Las características técnicas del instrumento (INTERZEAG, 1990) son las siguientes:

- La luminancia del fondo es de 31.4 asb ( $10 \text{ cd /m}^2$ ) generada por una lámpara halógena con una temperatura de color de aproximadamente 284 °K.
- El estímulo se genera por un diodo que emite una luz de una longitud de onda de 592 nm. Su tamaño corresponde al Goldmann estándar III de 0,564°, y su tiempo de presentación es de 0,1 segundo. El intervalo entre estímulos varía según la velocidad de respuesta del paciente.
- Los estímulos se proyectan individualmente de forma sucesiva simulando su posición en infinito, con una resolución máxima de 0,125°.
- La sensibilidad luminosa diferencial es registrada como el valor recíproco del umbral de luminancia, y la escala de unidades “apostilb” es transformada en unidades decibelio (dB).
- Durante la prueba, la fijación es controlada por un sistema de infrarrojos que interrumpe el programa cuando la fijación se pierde.

El programa G1X está compuesto por dos fases, cada una dividida en cuatro etapas. Para evitar el efecto fatiga, que aumenta los valores umbral, sólo fue utilizada la primera fase que chequea 59 ubicaciones de prueba. La primera fase mide el umbral en las 59 ubicaciones con la estrategia 4-2-1- dB, basada en una intensidad inicial de 4 dB más brillante que los valores normalizados por la edad incluidos en el programa (Hudson et al. 1994), con una exactitud de  $\pm 1$  decibelio (dB), por lo que es importante introducir la edad correcta del paciente. En función de la respuesta del sujeto, el programa presenta estímulos de menor o mayor intensidad hasta alcanzar el valor umbral del sujeto. Para confirmar la fiabilidad de los resultados, el instrumento proyecta un 10 % de estímulos trampa para determinar el número de falsos positivos y falsos negativos.

Los resultados se presentan en escala de grises, curva de defecto, tabla de valores, tabla comparativa junto con el estudio estadístico de los índices visuales (Sensibilidad media,

defecto medio, varianza de la pérdida, varianza de la pérdida corregida, fluctuación a corto plazo y factor de fiabilidad) (Anexo 1).

Para el análisis de los datos y haciendo una modificación del modelo utilizado por Mesa Moreno (1985), los 59 puntos del campo visual (30° centrales) (figura 19) se enumeraron asignando el número 1 a la fovea y los 12 números siguientes a los puntos adyacentes (zona central o mácula, 9,5° centrales). El resto del campo visual (área periférica con 46 puntos) se enumeró estableciendo cuatro cuadrantes: (dos con 11 puntos y el resto con 12 puntos), quedando la estrategia a estudiar de la siguiente manera:

- Campo completo 30° centrales (59 puntos).
- Zona central macular (13 puntos).
- Área periférica (46 puntos).
- Nasal superior o primer cuadrante (12 puntos).
- Temporal superior o segundo cuadrante (11 puntos).
- Nasal inferior o tercer cuadrante (12 puntos).
- Temporal inferior o cuarto cuadrante (11 puntos).

Los índices del campo visual valorados para comprobar que las medidas de la sensibilidad luminosa diferencial entraban dentro de la normalidad para sujetos sanos fueron el defecto medio (DM) y la varianza de la pérdida corregida.

El procedimiento de medida fue el siguiente:

El test se realizó con una luminancia ambiental del laboratorio mesópica de  $0.9 \pm 0.3$  cd/m<sup>2</sup> a la que el sujeto se adaptó durante 10 minutos.

1. Se introducía en el campímetro la fecha de nacimiento del sujeto.

2. Se explicaba el método de medida, y se realizaba una prueba a modo de screening (STX) para que el sujeto se familiarizara con la prueba. Estos datos no se consideraban para el análisis de los resultados.

3. Se examinó solo el ojo derecho. Una vez ocluido el ojo izquierdo y la cabeza adaptada en la mentonera, se enfocaba el instrumento para la cruz de fijación a través del monitor de televisión.

4. Se indicaba al sujeto que debía mirar siempre a la cruz de fijación, y pulsar el botón de respuesta cuando estuviera seguro que veía una luz. Se le instó a parpadear cada vez que pulsará el botón.

5. Se inició la prueba con el programa G1X (1ª fase) sin o con la interposición del filtro amarillo. Si había falta de fijación o el sujeto se cansaba, se podía parar el sistema durante unos segundos continuando seguidamente.

6. Finalizado el examen se imprimían los resultados.

Cada examen duraba alrededor de 10.30 minutos.

## **2.4. Filtro amarillo**

El filtro seleccionado para este estudio fue el Essilor X-482 (color residual amarillo). Los filtros de absorción se llaman normalmente lentes tintados mientras los lentes sin color se denominan "blancos". Un tinte es usualmente asociado con una cierta calidad y profundidad de color, que se describe como la densidad del lente. La función de estos lentes es alterar la energía radiante que alcanza el ojo para mejorar la función visual. Esto se lleva a cabo mediante la absorción o reflexión de todas las radiaciones ópticas en el mismo grado (filtros de densidad neutra) o mediante la absorción selectiva de solamente ciertas longitudes de onda de las radiaciones ópticas.

Las características de absorción o reflexión de un lente tintado pueden ser descritas de numerosas maneras. La transmitancia es la relación de la cantidad de energía radiante transmitida a través del filtro con respecto a la cantidad incidente en su superficie frontal. A

menudo se expresa como un porcentaje. La curva de transmitancia espectral es una curva de la transmitancia del filtro en función de la longitud de onda de la energía radiante. Para cada longitud de onda  $\lambda$ , se mide la transmitancia  $\tau_\lambda$  del filtro. Otro término utilizado es la transmitancia luminosa, la cual describe las características visuales de un filtro coloreado. La transmitancia luminosa se deriva de la curva de transmitancia espectral, ponderada por la curva de sensibilidad espectral fotópica del ojo humano ( $V_\lambda$  de la curva del observador estándar de la CIE) y calculada como sigue:

$$T = \frac{\sum_{380}^{760} \tau_\lambda V_\lambda \Delta\lambda}{\sum_{380}^{760} V_\lambda \Delta\lambda}$$

donde  $\tau_\lambda$  es la transmitancia espectral para una longitud de onda  $\lambda$  dada. Esta fórmula se aplica sólo para el espectro visible fotópico.

La densidad óptica (DO) se define como sigue:

$$DO = \log (1/T)$$

donde  $T$  es la transmitancia luminosa fotópica del filtro. Cuando toda la luz es transmitida  $T = 1$  y  $DO = 0$ , para  $DO = 0.3$  sólo se transmitirá la mitad de la luz incidente  $T = 0.5$ .

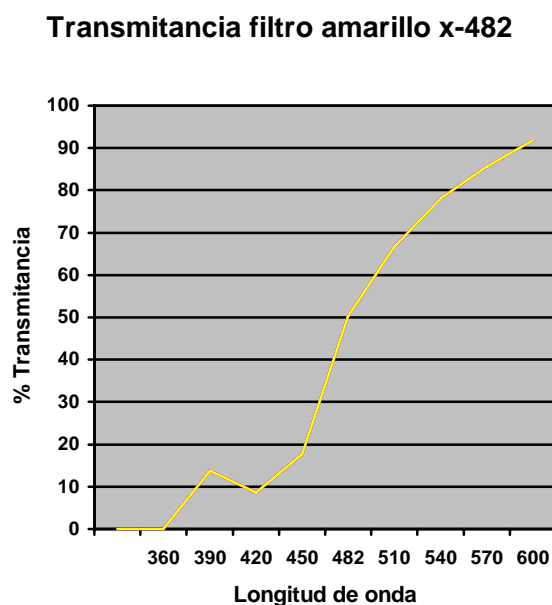
Los filtros amarillos utilizados en otros estudios presentaban diferentes cortes de transmitancia, densidades y casi total absorción de luz de longitud de onda corta, pero no tenían tratamiento antirreflejante. Un método de maximizar la transmitancia de un filtro suavemente coloreado, que va ser utilizado para la conducción nocturna, es la aplicación de un tratamiento antirreflejante. Tiene la ventaja de suprimir la luz reflejada residual y tratar los efectos interferenciales de las capas suplementarias; la energía no reflejada es transmitida en la cadena de ondas refractadas y el poder de transmisión de las lentes aumenta. Por este motivo se ha elegido un filtro con tratamiento antirreflejante.

Teniendo en cuenta las definiciones anteriores, el filtro de corte seleccionado Essilor X-482 tenía las siguientes características:

- Transmitancia de 0.503 para 482 nm, 0.109 para 400 nm y 0.636 para 500 nm.
- Transmitancia luminosa de 0.66.
- La curva de transmitancia (Figura 12) muestra el corte del filtro en la longitud de onda de 482 nm para el 50% de transmisión.
- Tratamiento antirreflejante con una reflexión residual del 0.4%

La curva de transmitancia espectral del filtro (Figura 20) fue obtenida mediante el espectrofotómetro UV-SENSE Recording Spectrophotometer UV-2401 PC suministrado por la compañía Shimadizu Corporation Company de Japón.

Los filtros se incorporaron en una montura adaptada a los sujetos.



**Figura 20. Curva de transmitancia espectral del filtro X-482.**

## **2.5. Protocolo**

A continuación se expone el protocolo seguido para realizar las pruebas psicofísicas en las poblaciones muestra de las dos etapas del estudio. En ambos casos, las pruebas se realizaron en una habitación cuya iluminación se regulaba mediante dos lámparas halógenas con regulador de potencia, situadas detrás de una lámina de papel difusor para eliminar reflejos y mantener los tests uniformemente iluminados.

### **2.5.1. Protocolo de la primera etapa:**

Una vez realizada la historia clínica y el examen optométrico del sujeto, el protocolo seguido para realizar las medidas psicofísicas con y sin la interposición del filtro amarillo X-482 fue el siguiente:

1. Periodo de adaptación de 10 minutos a las condiciones mesópicas ambientales, durante el cual se explicaron las pruebas visuales.
2. A continuación se determinó, sin y con el filtro amarillo, la sensibilidad al contraste con el test Vistech VCTS 6500, la agudeza visual de bajo contraste con el software de análisis visual Microlens UPT-1000, y la sensibilidad luminosa diferencial con el Octopus 1-2-3.
3. Para evitar el efecto aprendizaje, en la mitad de los sujetos las medidas fueron realizadas sin filtro primero y con filtro después, y en la otra mitad las medidas se determinaron en orden inverso.
4. Las medidas se registraron en los informes de los Anexos 1, 2 y 3.

### **2.5.2. Protocolo de la segunda etapa**

La segunda parte de la investigación requería la medida de la sensibilidad al contraste primero en condiciones mesópicas y luego en condiciones fotópicas tanto en el grupo Control como en el grupo LASIK, por lo que, una vez realizada la historia clínica y el examen optométrico, se siguió el siguiente protocolo de medidas.

#### **Condiciones mesópicas**

El protocolo seleccionado para realizar las medidas psicofísicas con y sin la interposición del filtro amarillo X-482 fue el siguiente:

1. Periodo de adaptación de 10 minutos a las condiciones mesópicas ambientales, durante el cual se explicó el proceso a seguir para la identificación del anillo de Landot del Mesotest II.
2. Determinación de la sensibilidad al contraste mesópica sin deslumbramiento con el Mesotest II y según el caso sin y con el filtro amarillo.
3. Determinación de la sensibilidad al contraste mesópica con deslumbramiento con y sin el filtro amarillo utilizando el Mesotest II.
4. Periodo de descanso de 5 minutos para la regeneración de los ftopigmentos después del deslumbramiento.
5. Se determinó la sensibilidad al contraste mesópica con deslumbramiento, sin ó con la interposición del filtro amarillo, según, que en la medida anterior, se hubiera empezado con o sin el filtro.
6. Para evitar el efecto aprendizaje, las medidas fueron realizadas sin filtro primero y después con filtro en la mitad de los sujetos, y en la otra mitad las medidas se determinaron en orden inverso.

### **Condiciones fotópicas**

Después de las medidas mesópicas se pasó al paciente a una habitación iluminada. La estrategia seguida para realizar las medidas psicofísicas con y sin la interposición del filtro amarillo X-482 fue la siguiente:

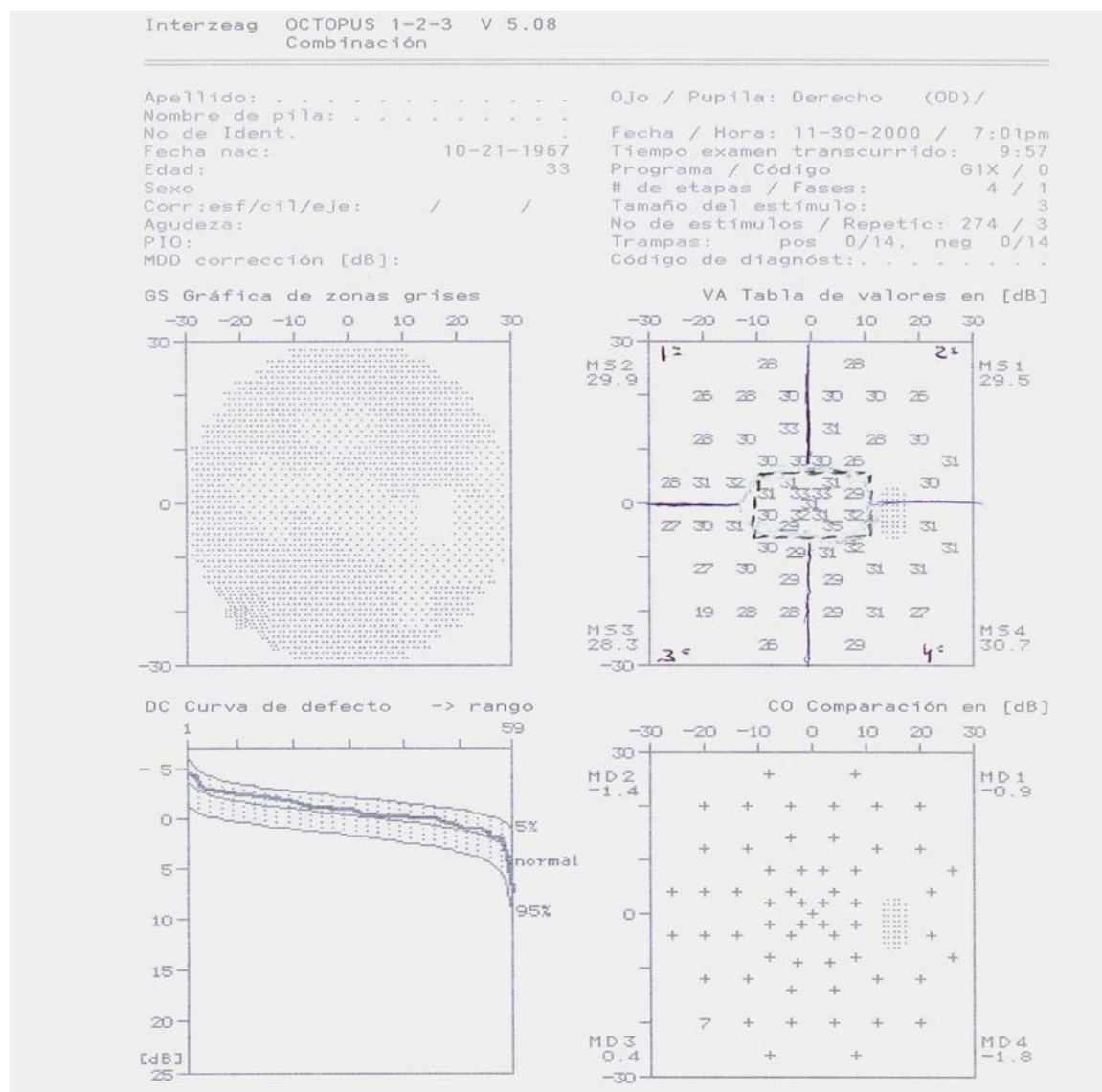
1. Periodo de adaptación de 5 minutos a las condiciones fotópicas ambientales, durante el cual se explicó el proceso de identificación del test sin y con deslumbramiento del sistema CGT-1000.
2. Se procedió a la medida de la sensibilidad al contraste fotópica sin y con deslumbramiento, sin ó con la interposición del filtro amarillo.
3. Periodo de descanso de 5 minutos para la regeneración de los fotopigmentos después del deslumbramiento.
4. Se determinó la sensibilidad al contraste fotópica sin y con deslumbramiento, con ó sin la interposición del filtro amarillo, según, que en la medida anterior, se hubiera empezado sin o con el filtro.
5. Para evitar el efecto aprendizaje, las medidas fueron realizadas sin filtro primero y después con filtro en la mitad de los sujetos, y en la otra mitad las medidas se determinaron en orden inverso.
6. Las medidas se registraron en los informes que presentan los Anexos 4 y 5.



## **2.6. Análisis estadístico**

El cálculo y análisis estadístico fueron realizados con el software Statgraphics, version 5.0. El análisis de la varianza ANOVA simple para muestras independientes se utilizó para comparar los datos entre grupos. La influencia del filtro amarillo X-482 sobre las distintas variables estudiadas se analizó con el test de la “t” de Student para datos pareados. Las diferencias se consideraron estadísticamente significativas cuando el P-valor fuera inferior a 0.05.

Las figuras se realizaron con el programa de gráficas científicas SigmaPlot 8.0.



			Normal	Fase 1	Fase 2	Media
Sensibilidad media	MS	(dB)		29.6		
Defecto medio	MD	(dB)	-2.2	-0.8		
Varianza de pérdida	LV	(dB)*	0.6	3.6		
Fluctuación a corto plazo	SF	(dB)	0.2			
Factor de fiabilidad	RF	(%)				0.0

#### ANEXO 1: Presentación de los resultados del Octopus 1-2-3 (Interzeag AG).

**CONDICIONES MESÓPICAS.: Influencia del filtro amarillo X-482 en la percepción del contraste y la sensibilidad luminosa diferencial.**

Madrid \_\_\_\_ de \_\_\_\_ de 200 \_

NOMBRE: \_\_\_\_\_ APELLIDOS: \_\_\_\_\_

DIRECCIÓN: \_\_\_\_\_ CP \_\_\_\_\_

TELÉFONO: \_\_\_\_\_

SEXO: \_\_\_\_\_ FECHA DE NACIMIENTO: \_\_\_\_\_

MEDICACIÓN: \_\_\_\_\_

**HISTORIA OCULAR:** ☐ Traumatismos ☐ Infecciones ☐ Cirugía  
☐ Diplopia ☐ Último examen ☐ Otros

**HISTORIA MÉDICA:** ☐ Diabetes ☐ Hipertensión ☐ Artritis reumatoide  
☐ Migrañas ☐ Cervicales ☐ Problemas tiroides  
☐ Alergias

**ANTECEDENTES FAMILIARES:** ☐ Glaucoma ☐ Ceguera ☐ Diabetes  
☐ Hipertensión ☐ Otros

**COMPENSACIÓN REFRACTIVA:** ☐ Gafas lejos ☐ Gafas cerca ☐ Todo uso

**ACTUAL:** ☐ Progresiva ☐ Bifocal ☐ L.C ☐ No usa

**RX:** O.D. \_\_\_\_\_ esf \_\_\_\_\_ cil \_\_\_\_\_ ° AV fotópica \_\_\_\_\_  
O.I. \_\_\_\_\_ esf \_\_\_\_\_ cil \_\_\_\_\_ ° AV fotópica \_\_\_\_\_

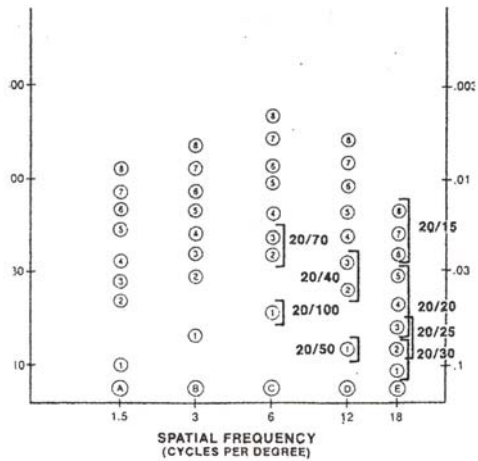
**ANEXO 2: Historia clínica y examen optométrico del sujeto en la 1ª parte del estudio.**

AGUDEZA VISUAL DE BAJO CONTRASTE BINOCULAR  
EN CONDICIONES MESÓPICAS

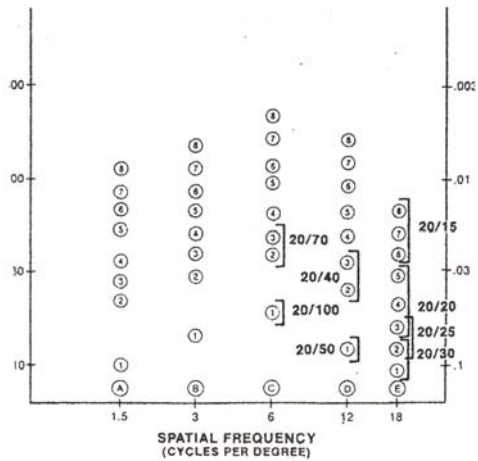
AGUDEZA VISUAL	CONTRASTE			
	50%	25%	10%	5%
SIN FILTRO				
CON FILTRO				

SENSIBILIDAD AL CONTRASTE MESÓPICA  
SIN Y CON EL FILTRO AMARILLO

CON FILTRO



SIN FILTRO



ANEXO 3: Registro de los resultados de agudeza visual de bajo contraste y de sensibilidad al contraste sin y con la interposición del filtro amarillo X-482 en la primera parte del estudio.

**Influencia del filtro amarillo X-482 en la percepción del contraste mesópico y fotópico sin y con deslumbramiento en los grupos Control y LASIK.**

Madrid \_\_\_\_ de \_\_\_\_ de 200\_\_

NOMBRE: \_\_\_\_\_ APELLIDOS: \_\_\_\_\_

DIRECCIÓN: \_\_\_\_\_ CP \_\_\_\_\_ TELÉFONO: \_\_\_\_\_

SEXO: \_\_\_\_\_ FECHA DE NACIMIENTO: \_\_\_\_\_

MEDICACIÓN: \_\_\_\_\_

**HISTORIA OCULAR:** ☐ Traumatismos ☐ Infecciones ☐ Cirugía LASIK  
☐ Diplopia ☐ Último examen ☐ Otros

**HISTORIA MÉDICA:** ☐ Diabetes ☐ Hipertensión ☐ Artritis reumatoide  
☐ Migrañas ☐ Cervicales ☐ Problemas tiroides ☐ Alergias

**ANTECEDENTES FAMILIARES:** ☐ Glaucoma ☐ Ceguera ☐ Diabetes  
☐ Hipertensión ☐ Otros

**FECHA DE LA CIRUGÍA LASIK:** \_\_\_\_\_

**RX PRE-QUIRÚRGICA:** O.D. \_\_\_\_\_ esf \_\_\_\_\_ cil \_\_\_\_\_ ° AV fotópica \_\_\_\_\_  
O.I. \_\_\_\_\_ esf \_\_\_\_\_ cil \_\_\_\_\_ ° AV fotópica \_\_\_\_\_

**RX POST-QUIRÚRGICA:** O.D. \_\_\_\_\_ esf \_\_\_\_\_ cil \_\_\_\_\_ ° AV fotópica \_\_\_\_\_  
O.I. \_\_\_\_\_ esf \_\_\_\_\_ cil \_\_\_\_\_ ° AV fotópica \_\_\_\_\_

**COMPENSACIÓN REFRACTIVA:** ☐ Gafas lejos ☐ Gafas cerca ☐ Todo uso  
**ACTUAL:** ☐ Progresiva ☐ Bifocal ☐ L.C ☐ No usa

**ANEXO 4: Historia clínica y examen optométrico del paciente LASIK en la segunda tapa del estudio.**

## SENSIBILIDAD AL CONTRASTE MESÓPICA CON EL MESOTEST II SIN Y CON EL FILTRO AMARILLO

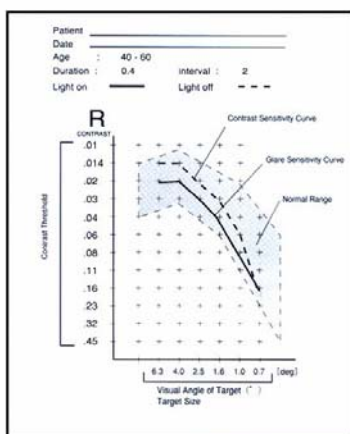
### SIN FILTRO

Sin deslumbramiento				Con deslumbramiento			
1	2	3	4	5	6	7	8
0.02	0.1	0.2	0.3	0.02	0.1	0.2	0.3

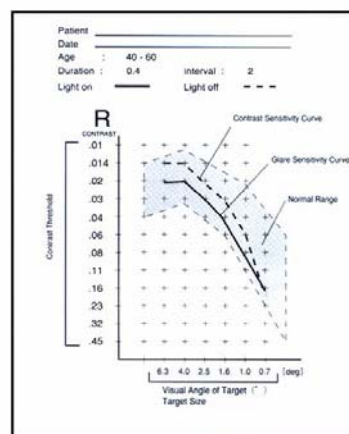
### CON FILTRO

Sin deslumbramiento				Con deslumbramiento			
1	2	3	4	5	6	7	8
0.02	0.1	0.2	0.3	0.02	0.1	0.2	0.3

## SENSIBILIDAD AL CONTRASTE FOTÓPICA CON EL CGT-1000 SIN Y CON EL FILTRO AMARILLO



### SIN FILTRO



### CON FILTRO

**ANEXO 5: Registro de resultados de la sensibilidad al contraste logarítmica mesópica y fotópica en la segunda etapa del estudio.**



## **RESULTADOS**

---





## **1. RESULTADOS DE LA PRIMERA ETAPA**

En esta primera parte se presentan los resultados obtenidos sobre la influencia del filtro amarillo X-482 con tratamiento antirreflejante en la sensibilidad al contraste, la agudeza visual de bajo contraste y sobre la sensibilidad luminosa diferencial en condiciones de iluminación mesópica en una población de sujetos emétopes.

### **1.1. PERSONAS**

En la primera parte del estudio, la muestra estuvo formada por un total de 76 ojos emétopes pertenecientes a 38 sujetos, que cumplían los criterios de inclusión. Todos los sujetos realizaron las pruebas psicofísicas sobre la función visual en una única visita, en la Escuela Universitaria de Óptica de la Universidad Complutense de Madrid.

El grupo tenía una edad media de 26.07 años con una desviación estándar de 8.61 años. El rango de edad que comprendía a los sujetos del estudio recogía edades desde los 19 años hasta los 49 años. El grupo de edad “menor de 30 años” fue el más numeroso con un total de 29 sujetos; de los cuales 20 eran mujeres y 9 varones. El grupo “mayor de 30 años” incluía 9 sujetos que eran todas mujeres. Es decir, la muestra estuvo compuesta básicamente por individuos jóvenes.

El sujeto tenía que cumplir como criterio de inclusión tener una agudeza visual de al menos la unidad. Así, la agudeza visual decimal de alto contraste para los ojos derechos de la muestra dio una media de 1.14 con una desviación estándar de 0.089. Para los ojos izquierdos, la agudeza visual media fue de 1.13 con una desviación estándar de 0.097. En ambos casos la agudeza visual decimal mínima fue de 1.00 y la máxima de 1.2.

## 1.2. SENSIBILIDAD AL CONTRASTE MESÓPICA (Vistech VCTS 6500)

A continuación se presentan los resultados obtenidos de la sensibilidad al contraste, sin y con la interposición del filtro amarillo X-482, en condiciones de iluminación mesópica en los 38 sujetos de la muestra.

### 1.2.1. Sensibilidad al contraste mesópica sin el filtro amarillo

En la tabla 4 se muestran los valores medios de la sensibilidad al contraste mesópica y sus desviaciones estándar obtenidos para cada una de las frecuencias espaciales, y sin la interposición del filtro amarillo. El máximo de sensibilidad al contraste estuvo en la frecuencia espacial de 3 ciclos/grado con un valor medio de 54.41 y una desviación estándar de 19.47, a diferencia de la sensibilidad al contraste fotópica establecida para el test Vistech 6500 cuyo máximo se establece en la frecuencia espacial de 6 ciclo/grado.

Los valores medios de sensibilidad al contraste, para las frecuencias de 6, 12 y 18 ciclos/grado, se presentaron por debajo del rango de normalidad establecido para el test Vistech VCTS 6500 en condiciones fotópicas, manteniéndose en el límite inferior de este rango las frecuencias de 1.5 y 3 ciclos/grado. Tales frecuencias espaciales de 1.5 y 3 ciclos/grado presentaron valores medios de sensibilidad más elevados que la frecuencia de 6 ciclos/grado, situación inversa a la que se presenta en condiciones fotópicas.

**Tabla 4: Descripción de la Sensibilidad al Contraste en condiciones mesópicas (N=38).**

<b>FRECUENCIA ESPACIAL</b>	<b>MEDIA</b>	<b>DESVIACIÓN ESTÁNDAR</b>	<b>MÍNIMO</b>	<b>MÁXIMO</b>
<b>1.5 c/g</b>	37.5	19.47	20	70
<b>3 c/g</b>	54.41	35.46	15	220
<b>6 c/g</b>	33.82	12.97	11	45
<b>12 c/g</b>	9.82	6.27	5	32

<b>18 c/g</b>	2.91	2.68	0	7
---------------	------	------	---	---

### 1.2.2. Sensibilidad al contraste mesópica con el filtro

La descripción de los valores medios de sensibilidad al contraste mesópica obtenidos con la interposición del filtro amarillo se muestran en la tabla 5. El máximo de sensibilidad al contraste con el filtro amarillo X-482 se mantuvo en la frecuencia espacial de 3 ciclos/grado con un valor medio de 53.55 y una desviación estándar de 29.67.

La sensibilidad al contraste fue ligeramente superior a la obtenida sin filtro para todas las frecuencias espaciales, excepto para la de 3 ciclos/grado. Sin embargo, con el filtro amarillo, la sensibilidad al contraste de la frecuencia de 6 ciclos/grado aumentó hasta el límite inferior del rango de normalidad fotópica, aún así, las frecuencias de 12 y 18 ciclos/grado no entraron en este límite.

**Tabla 5: Descripción de la Sensibilidad al Contraste anteponiendo el filtro amarillo en condiciones mesópicas (N=38).**

<b>FRECUENCIA ESPACIAL</b>	<b>MEDIA</b>	<b>DESVIACIÓN ESTÁNDAR</b>	<b>MÍNIMO</b>	<b>MÁXIMO</b>
<b>1.5 c/g</b>	50.14	28.85	20	170
<b>3 c/g</b>	53.55	29.67	15	170
<b>6 c/g</b>	44.08	29.32	11	185
<b>12 c/g</b>	11.91	6.28	5	32
<b>18 c/g</b>	3.26	3.16	0	15

### 1.2.3. Efecto del filtro amarillo en la sensibilidad al contraste mesópica

Para verificar si las diferencias encontradas en la sensibilidad al contraste sin y con el filtro amarillo eran estadísticamente significativas, se aplicó el análisis estadístico de la “t” de Student para datos pareados. Los resultados del análisis estadístico de la diferencia entre la

sensibilidad al contraste mesópica sin y con la interposición del filtro amarillo X-482 se muestran en la Tabla 6.

**Tabla 6: Diferencia entre la sensibilidad al contraste sin y con el filtro amarillo para todas las frecuencias espaciales (N=38). \* P Valor < 0.05.**

**Tabla 6A**

<b>1.5 ciclos/grado</b>	<b>Sin Filtro</b>	<b>Con Filtro</b>
<b>Sensibilidad Media</b>	37.5	50.14
<b>Desviación Estándar</b>	19.47	28.85
<b>P Valor</b>	0.002*	
<b>“t” de Student</b>	3.33	

**\*P- valor < 0.05**

**Tabla 6 B**

<b>3 ciclos/grado</b>	<b>Sin Filtro</b>	<b>Con Filtro</b>
<b>Sensibilidad Media</b>	54.41	53.55
<b>Desviación Estándar</b>	35.46	29.67
<b>P Valor</b>	0.9	
<b>“t” de Student</b>	-0.12	

**Tabla 6 C**

<b>6 ciclos/grado</b>	<b>Sin Filtro</b>	<b>Con Filtro</b>
<b>Sensibilidad Media</b>	33.82	44.08
<b>Desviación Estándar</b>	12.97	29.32
<b>P Valor</b>	0.02*	
<b>“t” de Student</b>	2.37	

**\*P- valor < 0.05**

Tabla 6 D

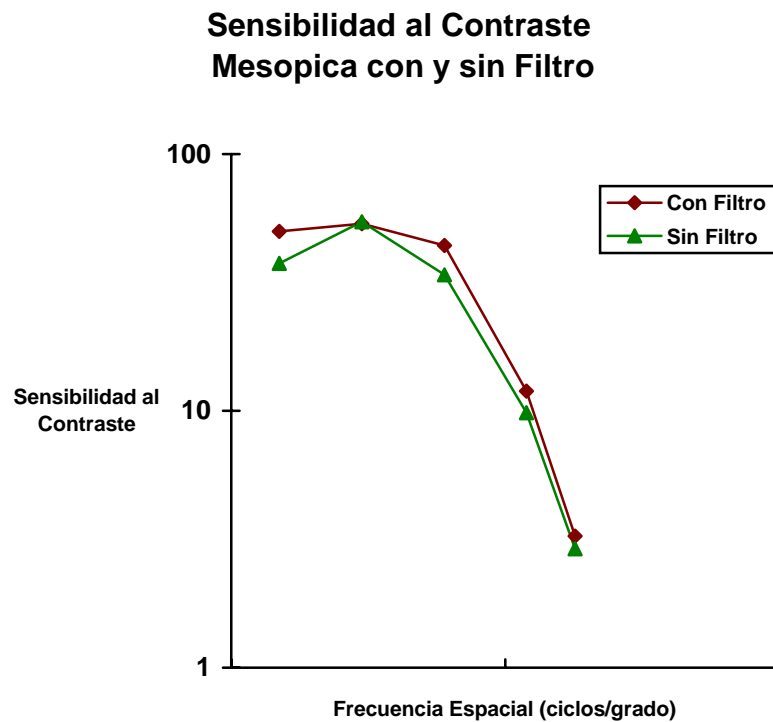
<b>12 ciclos/grado</b>	<b>Sin Filtro</b>	<b>Con Filtro</b>
<b>Sensibilidad Media</b>	9.82	11.91
<b>Desviación Estándar</b>	6.27	6.28
<b>P Valor</b>	0.07	
<b>“t” de Student</b>	1.83	

Tabla 6 E

<b>18 ciclos/grado</b>	<b>Sin Filtro</b>	<b>Con filtro</b>
<b>Sensibilidad Media</b>	2.91	3.26
<b>Desviación Estándar</b>	2.68	3.16
<b>P Valor</b>	0.37	
<b>“t” de Student</b>	0.89	

El análisis de las diferencias entre la sensibilidad al contraste mesópica sin y con el filtro amarillo mostró que el aumento de la sensibilidad con el filtro era estadísticamente significativo para la frecuencia espacial baja de 1.5 ciclos/grado ( $p = 0.002$ ) y la frecuencia media de 6 ciclos/grado ( $p = 0.02$ ). Para las frecuencias espaciales altas de 12 y 18 ciclos/grado los aumentos de sensibilidad no tuvieron significación estadística. Por otro lado, la frecuencia espacial de 3 ciclos/grado no presentó diferencias estadísticamente significativas.

En la figura 21 se muestran las funciones de sensibilidad al contraste obtenidas sin filtro y con filtro amarillo en condiciones mesópicas, donde se observa claramente el aumento de sensibilidad que se produce con el filtro en las frecuencias de 1.5 y de 6 ciclos/grado. También, se puede observar como el máximo de sensibilidad para cada curva se obtuvo en la frecuencia espacial de 3 ciclos/grado.



**Figura 21. Función de sensibilidad al contraste mesópica con y sin filtro amarillo.**

### 1.3. AGUDEZA VISUAL DE BAJO CONTRASTE

Los resultados que se exponen a continuación representan las medidas de agudeza visual de bajo contraste tomadas sin y con la interposición del filtro X-482 en condiciones mesópicas.

#### 1.3.1. Agudeza visual de bajo contraste mesópica sin el filtro amarillo

Los resultados obtenidos en la medida de la agudeza visual de bajo contraste mesópica sin el filtro amarillo se muestran en la tabla 7. En la tabla se puede observar la media de la agudeza visual y su desviación estándar para los contrastes del 50%, 25%, 10% y 5% en los 38 sujetos de la muestra. La tabla muestra el descenso generalizado que se produjo en la media de agudeza visual conforme el contraste del test disminuía, desde un contraste del 50% (AV:  $1.17 \pm 0.10$ ) hasta un contraste del 5% (AV:  $0.96 \pm 0.22$ ).

**Tabla 7: Descripción de la agudeza visual de bajo contraste mesópica sin filtro amarillo (N=38).**

<b>AGUDEZA VISUAL</b>	<b>50% contraste</b>	<b>25% contraste</b>	<b>10% contraste</b>	<b>5% contraste</b>
<b>Media</b>	1.17	1.14	1.11	0.96
<b>Desviación Estándar</b>	0.10	0.12	0.14	0.22
<b>Mínimo</b>	0.8	0.8	0.8	0.2
<b>Máximo</b>	1.2	1.2	1.2	1.2
<b>Rango</b>	0.4	0.4	0.4	1.0



En la tabla 8 se muestra la distribución porcentual de la agudeza visual de bajo contraste sin filtro en condiciones mesópicas. Para el contraste del 50%, el noventa y uno por ciento de la muestra alcanzó la agudeza visual más elevada de 1.2, descendiendo este porcentaje hasta un 32% para el contraste del 5%. A medida que disminuía el contraste hubo un incremento de los sujetos que tuvieron como agudezas visuales máximas 0.8 y 1, pasando los porcentajes de 5.9% y 2.9%, obtenidos al 50% de contraste, a unos valores del 32.4% para la agudeza visual 0.8 y del 29.4% para agudeza visual 1, en el contraste del 5%.

**Tabla 8: Distribución porcentual de la agudeza visual de bajo contraste sin filtro amarillo en condiciones mesópicas (N=38).**

<b>Agudeza Visual</b>	<b>50% contraste</b>	<b>25% contraste</b>	<b>10% contraste</b>	<b>5% contraste</b>
<b>1.2</b>	91.18	76.47	70.59	32.35
<b>1</b>	2.94	14.71	14.7	29.41
<b>0.8</b>	5.88	8.82	14.71	32.35
<b>0.6</b>	0	0	0	2.94
<b>0.2</b>	0	0	0	2.94

Para los contrastes del 50%, 25% y 10%, la agudeza visual más baja obtenida fue de 0.8, aumentando el porcentaje de sujetos con este valor a medida que descendía el contraste. Para el contraste del 5%, la agudeza visual más baja fue de 0.2 para un 2.9% de los sujetos.

### 1.3.2. Agudeza visual de bajo contraste mesópica con el filtro amarillo

La tabla 9 muestra la descripción de la agudeza visual de bajo contraste en condiciones mesópicas medida con el filtro amarillo. Se puede observar que con el filtro amarillo, la agudeza visual aumentó para todos los niveles de contraste, siendo el valor más elevado para el contraste del 50% con una agudeza visual media de  $1.19 \pm 0.006$ , y reduciéndose hasta el contraste del 5% con una agudeza visual media de  $1.07 \pm 0.016$ .

**Tabla 9: Descripción de la agudeza visual de bajo contraste con filtro amarillo en condiciones mesópicas (N=38).**

<b>AGUDEZA VISUAL</b>	<b>50% contraste</b>	<b>25% contraste</b>	<b>10% contraste</b>	<b>5% contraste</b>
<b>Media</b>	1.18	1.15	1.14	1.07
<b>Desviación Estándar</b>	0.06	0.11	0.13	0.16
<b>Mínimo</b>	0.8	0.8	0.8	0.8
<b>Máximo</b>	1.2	1.2	1.2	1.2
<b>Rango</b>	0.4	0.4	0.4	0.4

En la tabla 10, se muestra la distribución en frecuencia porcentual para la agudeza visual de bajo contraste con el filtro amarillo y en condiciones mesópicas. Para todos los niveles de contraste se produjo un aumento del número de sujetos que alcanzó la agudeza visual máxima de 1.2. En el nivel de contraste del 50%, un 97% de la muestra alcanzó la agudeza visual de 1.2, descendiendo este porcentaje hasta un 58.8% para el contraste del 5%.

**Tabla 10: Distribución porcentual de la agudeza visual de bajo contraste mesópica con el filtro amarillo (N=38).**

<b>Agudeza Visual</b>	<b>50% contraste</b>	<b>25% contraste</b>	<b>10% contraste</b>	<b>5% contraste</b>
<b>1.2</b>	97.06	88.24	82.35	58.82
<b>1</b>	0	2.94	5.88	17.65
<b>0.8</b>	2.94	8.82	11.77	23.54
<b>0.6</b>	0	0	0	0
<b>0.2</b>	0	0	0	0

Al igual que con la agudeza visual obtenida sin filtro, a medida que disminuía el contraste hubo un incremento de los sujetos cuyas agudezas visuales máximas disminuyeron hasta 0.8 y 1. Aún así, con el filtro este incremento fue menor. Con el filtro, para el nivel de contraste del 5%, ningún sujeto tuvo agudezas tan bajas como 0.2 y 0.6, siendo la agudeza visual mínima de 0.8 con un porcentaje de sujetos del 23.5%.

### **1.3.3. Efecto del filtro amarillo en la agudeza visual de bajo contraste**

El análisis estadístico de la “t” de Student, para datos pareados, se aplicó para analizar las diferencias obtenidas entre la agudeza visual de bajo contraste sin y con el filtro amarillo. Para el contraste del 5%, las diferencias encontradas fueron estadísticamente significativas con un p-valor del 0.004, siendo la agudeza visual mejor con el filtro amarillo. Para los contrastes del 50%, 20% y 10% las diferencias no fueron significativas.

En la tabla 11 se presentan los valores de agudeza visual media de la muestra sin filtro y con filtro amarillo para los cuatro niveles de contraste: 50%, 25%, 10% y 5% y su significación estadística.

**Tabla 11: Agudeza visual media de bajo contraste mesópica sin y con el filtro amarillo en condiciones mesópicas. (N=38). \* P Valor <0.05.**

**Tabla 11 A**

<b>A.V. 50% contraste</b>	<b>Sin Filtro</b>	<b>Con Filtro</b>
<b>Media</b>	1.17	1.18
<b>Desviación estándar</b>	0.10	0.06
<b>P valor</b>	0,18	
<b>“t” Student</b>	-1.35	

**Tabla 11 B**

<b>A.V. 25% contraste</b>	<b>Sin Filtro</b>	<b>Con Filtro</b>
<b>Media</b>	1.14	1.15
<b>Desviación estándar</b>	0.12	0.11
<b>P valor</b>	0.29	
<b>“t” Student</b>	-1.07	

**Tabla 11 C**

<b>A.V. 10% contraste</b>	<b>Sin Filtro</b>	<b>Con Filtro</b>
<b>Media</b>	1.11	1.14
<b>Desviación estándar</b>	0.14	0.13
<b>P valor</b>	0,25	
<b>“t” Student</b>	-1.15	

Tabla 11 D

<b>A.V. 5% contraste</b>	<b>Sin Filtro</b>	<b>Con Filtro</b>
<b>Media</b>	0.96	1.07
<b>Desviación estándar</b>	0.22	0.16
<b>P valor</b>	0.0004*	
<b>“t” Student</b>	-3.9	

**\*P- valor < 0.05**

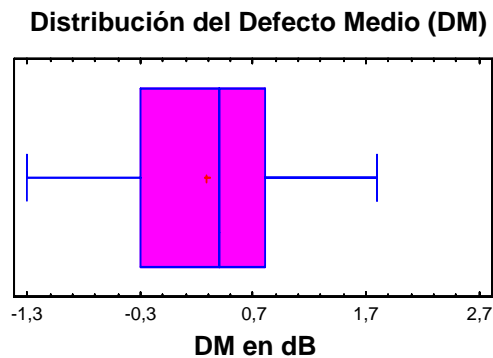
#### **1.4. SENSIBILIDAD LUMINOSA DIFERENCIAL**

La variación de la percepción de luminosidad sin y con el filtro X-482 se expone a través de los resultados obtenidos en la medida de la sensibilidad luminosa diferencial.

##### **1.4.1. Sensibilidad luminosa diferencial sin filtro amarillo**

Se realizaron 38 campimetrías de los ojos derechos de toda la muestra para medir la sensibilidad luminosa diferencial (SLD) sin filtro amarillo.

Los resultados obtenidos estuvieron dentro del rango de normalidad por la edad. Atendiendo a los índices campimétricos, el defecto medio (DM) tuvo un valor medio de 0.28 dB con una desviación estándar de 0.87. Un valor mínimo y máximo de -1.3 dB y 1.8 dB respectivamente. Se consideran valores normales de DM, los que se encuentran en el rango de  $\pm 2$  dB.



**Figura 22: Distribución del DM en el campo visual total (30° centrales) sin filtro amarillo.**

El gráfico de caja de la figura 22 muestra la distribución que tuvo el defecto medio en la sensibilidad luminosa diferencial de la muestra sin filtro. El coeficiente de asimetría estandarizado y la curtosis estandarizada de esta distribución estaban dentro del rango esperado para los datos de una distribución normal. Además esta distribución fue prácticamente simétrica. El 50% de los sujetos, representados por la caja, tuvieron valores entre -0.3 dB y 0.79 dB. Del 50% restante, el 25% tuvo valores ligeramente superiores a 0.79 dB y el otro 25% inferiores a -0.3 dB llegando hasta -1.3 dB.

La varianza de la pérdida corregida se mantuvo dentro del rango normalidad de 0 y 4 dB en todos los sujetos.

A continuación se muestran los resultados de los valores medios de la sensibilidad luminosa diferencial para las distintas áreas establecidas en el campo visual completo (30° centrales) descritas anteriormente en la metodología.

### **Campo visual total, área central y área periférica**

En la tabla 12 se muestra la sensibilidad luminosa diferencial media y la desviación estándar obtenidas sin el filtro amarillo en el campo visual completo (30° centrales), área central (9.5° centrales) y área periférica.

**Tabla 12: Descripción de la sensibilidad luminosa diferencial (dB) sin filtro amarillo para el campo visual total, área central y área periférica (N=38).**

<b>SLD</b>	<b>Campo total</b>	<b>Área central</b>	<b>Área periférica</b>
<b>Media</b>	28.30	30.73	27.62
<b>Desviación estándar</b>	1.81	1.95	1.83
<b>Mínimo</b>	23.67	25.15	23.23
<b>Máximo</b>	31.30	33.76	30.69

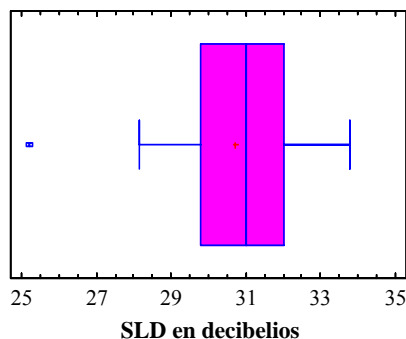
La muestra tuvo en el área central (9.5° centrales) una sensibilidad media de 30.73 dB con una desviación estándar de 1.95 dB y el área periférica una sensibilidad de 27.62 dB y una desviación de 1.83 dB. El área central dio una sensibilidad media más elevada que el área periférica y estadísticamente significativa. Estos resultados se consideran normales, ya que la mácula siempre debería tener una SLD más elevada que la periferia.

La sensibilidad media de la totalidad del campo visual (30° centrales) fue de 28.30 dB y una desviación estándar de 1.81 dB.

Para describir la distribución de la sensibilidad luminosa diferencial en el campo visual total, central y periférico se han realizado gráficos de caja, ya que muestran datos más relevantes como la normalidad y la simetría de la distribución.

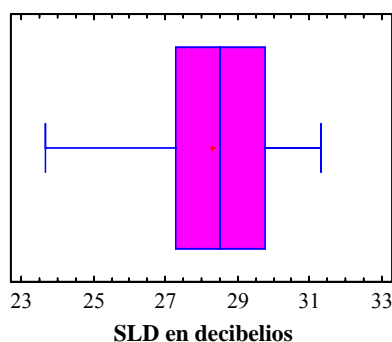
El gráfico de caja correspondiente al área central del campo visual (Figura 23) mostró una distribución casi simétrica, ya que había un 50% de los sujetos con valores entre 29.82 dB y 31.97 dB, y del 50% restante, el 25% de los sujetos tuvieron valores superiores a 31.97 dB, y el resto de la muestra presentó valores inferiores a 29.82 dB con dos valores extremos de 25.25 dB, y 25.13 dB.

Distribución de la SLD en el área central sin filtro

**Figura 23: Distribución de la SLD en el campo visual central (9.5°) sin filtro amarillo**

La distribución de la sensibilidad luminosa diferencial en la totalidad del campo visual (30° centrales) procedía de una distribución normal aunque ligeramente asimétrica (figura 24), ya que hubo un 50% de sujetos con valores normales entre 27.27 dB y 29.75 dB. Del 50% restante de la muestra, el 25% tuvo valores superiores a 29.75 dB, y el otro 25% presentó valores inferiores a 27.27 dB con mayor dispersión llegando hasta valores de 23.65 dB.

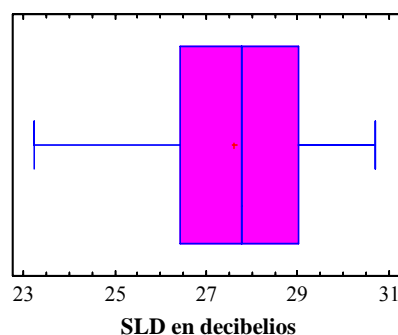
Distribución de la SLD en el campo 30° sin filtro

**Figura 24: Distribución de la SLD en el campo visual total (30° centrales) sin filtro amarillo.**



El gráfico de la figura 25 muestra también la distribución normal pero ligeramente asimétrica de la sensibilidad luminosa diferencial en el área periférica del campo visual. El 50% de los sujetos tuvieron valores normales entre 26.46 dB y 29 dB. Del 50% restante, el 25% de la muestra tuvo valores inferiores a 26.46 dB, descendiendo hasta 23.50 dB. El otro 25% tuvo valores los superiores a 29 dB con menor dispersión.

**Distribución de la SLD en el área peiférica sin filtro**



**Figura 25: Distribución de la SLD en el campo visual periférico sin filtro amarillo.**

### **Cuadrantes del área periférica del campo visual**

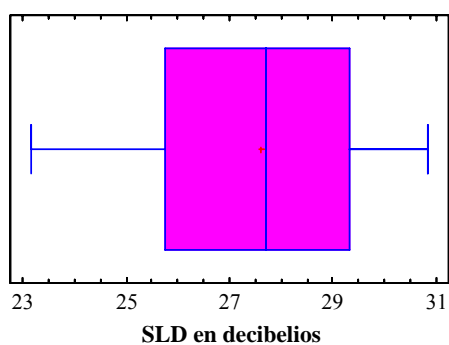
La tabla 13 muestra la descripción estadística de la sensibilidad luminosa diferencial sin filtro para los cuatro cuadrantes del área periférica del campo visual. La media de sensibilidad y la desviación estándar fueron muy similares para los cuatro, sólo el 4º cuadrante tuvo una sensibilidad media ligeramente superior con un valor de 28.29 dB.

**Tabla 13 Descripción de la sensibilidad luminosa diferencial sin filtro amarillo en los cuatro cuadrantes del área periférica (N=38).**

<b>SLD dB</b>	<b>SLD 1er cuadrante</b>	<b>SLD 2º cuadrante</b>	<b>SLD 3er cuadrante</b>	<b>SLD 4º cuadrante</b>
<b>Media</b>	27.61	27.12	27.46	28.29
<b>Desviación estándar</b>	2.01	2.02	1.72	1.95
<b>Mínimo</b>	23.16	22	23.58	23.36
<b>Máximo</b>	30.83	30.09	30.41	32.81

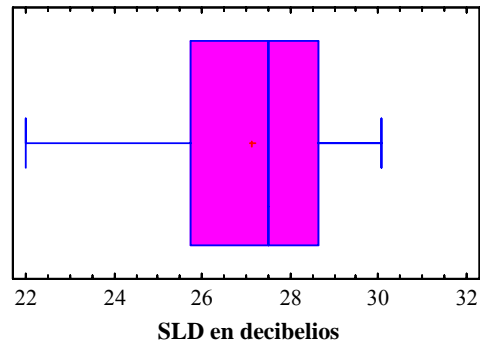
La figura 26 contiene los gráficos en caja de la distribución de la sensibilidad luminosa diferencial sin filtro para los cuatro cuadrantes periféricos. En todos los casos la distribución fue normal aunque ligeramente asimétrica.

**Distribución de la SLD en el cuadrante 1º sin filtro**

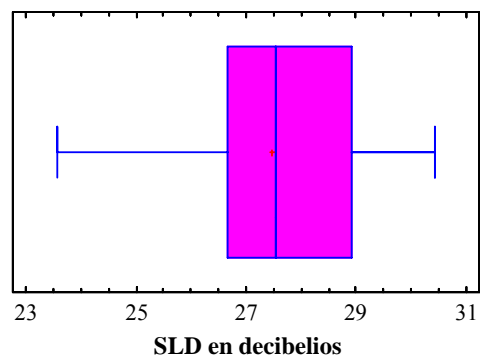


**Figura 26: Distribución de la SLD en los cuadrantes periféricos del campo visual sin filtro amarillo.**

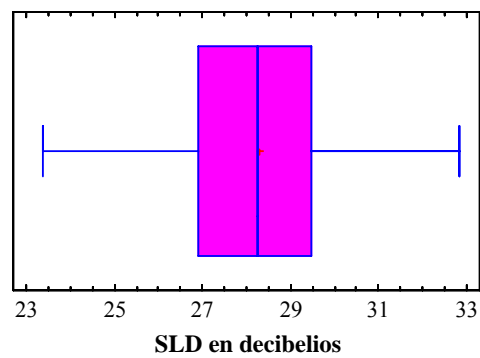
**Distribución de la SLD en el 2° cuadrante sin filtro**



**Distribución de la SLD en el cuadrante 3° sin filtro**



**Distribución de la SLD en el 4° cuadrante sin filtro**



**Figura 26: Distribución de la SLD en los cuadrantes periféricos del campo visual sin filtro amarillo.**

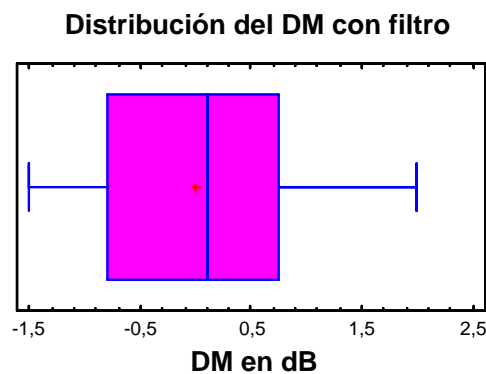
#### 1.4.2. Sensibilidad luminosa diferencial con el filtro amarillo

La sensibilidad luminosa diferencial (SLD) con el filtro amarillo se obtuvo de las 38 campimetrías realizadas a los ojos derechos de la muestra. Al igual que sin filtro, todas las campimetrías estaban dentro del rango normal por edad con ausencia de patologías.

Al realizar el análisis estadístico de los índices campimétricos, la varianza de la pérdida corregida estuvo para todos los sujetos dentro del rango de normalidad establecido de 0 a 4.

El defecto medio (DM) se situó entre  $-1.5$  y  $2$  dB, es decir, dentro del rango de normalidad de  $\pm 2$ . Tuvo un valor medio de  $-0.0031$  dB y una desviación estándar de  $0.94$ .

Al igual que sin filtro, el defecto medio (DM) tuvo una distribución normal, pero ligeramente asimétrica. El 50 % de los sujetos tuvieron un DM entre  $-0.81$  dB y  $0.74$  dB. Del 50% restante de los sujetos, el 25% tuvo valores ligeramente inferiores a  $-0.81$  dB, y el otro 25% valores más dispersos superiores a  $0.74$  dB. Estos resultados se muestran en el gráfico de caja de la figura 27.



**Figura 27: Distribución del defecto medio con filtro amarillo.**

A continuación se muestran los resultados de los valores medios de la sensibilidad luminosa diferencial con el filtro amarillo para las distintas áreas establecidas en el campo visual completo ( $30^\circ$  centrales) descritas anteriormente en la metodología.

### **Campo visual total, área central y área periférica**

En la tabla 14 se muestra la sensibilidad luminosa diferencial media y la desviación estándar obtenidas sin el filtro amarillo en el campo visual completo (30° central), área central (9.5° central) y área periférica.

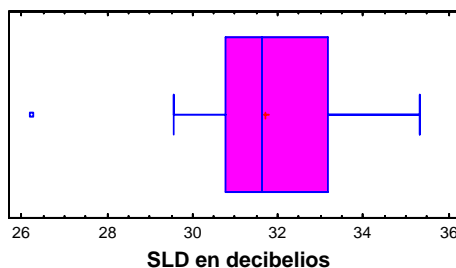
**Tabla 14: Descripción de la sensibilidad luminosa diferencial (SLD) con filtro amarillo para el campo visual total, área central y área periférica (N=38).**

<b>SLD dB</b>	<b>Campo total</b>	<b>Área central</b>	<b>Área periférica</b>
<b>Media</b>	28.97	31.70	28.22
<b>Desviación estándar</b>	1.61	1.60	1.63
<b>Mínimo</b>	24.67	26.23	24.23
<b>Máximo</b>	32.05	35.30	31.13

La sensibilidad luminosa diferencial fue más elevada con el filtro amarillo tanto en el campo visual total como en el área central y periférica. El área macular o central tuvo una sensibilidad media de 31.70 dB con una desviación estándar de 1.60, y el área periférica una sensibilidad de 28.22 dB con una desviación estándar de 1.63 dB. Al igual que sin filtro amarillo, el área central tuvo una sensibilidad media estadísticamente más elevada que la zona periférica, dentro de lo esperado para la sensibilidad de la retina. La sensibilidad media de la totalidad del campo visual (30° centrales) fue de 28.97 dB y su desviación estándar de 1.61 dB.

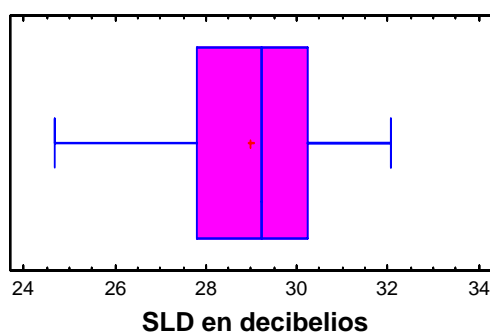
A continuación se presenta en gráficos de caja la distribución de la sensibilidad luminosa diferencial con el filtro amarillo en el área central, en el campo total (30° centrales) y en el campo periférico.

Distribución de la SLD en el área central con filtro

**Figura 28: Distribución de la SLD en el área central con el filtro amarillo.**

En la figura 28 se muestra la distribución de la sensibilidad luminosa diferencial con filtro en el área central del campo visual. La mácula presentó una distribución normal ligeramente asimétrica, en la que el 50% de los sujetos presentaron valores entre 30.76 dB y 33.17 dB. Del 50% restante, el 25 % de los sujetos presentaron valores ligeramente inferiores a 30.76 dB con un valor extremo de 26.22 dB. El 25% restante presentaron valores más dispersos superiores a 33.17 dB.

Distribución de la SLD en el campo 30° con filtro

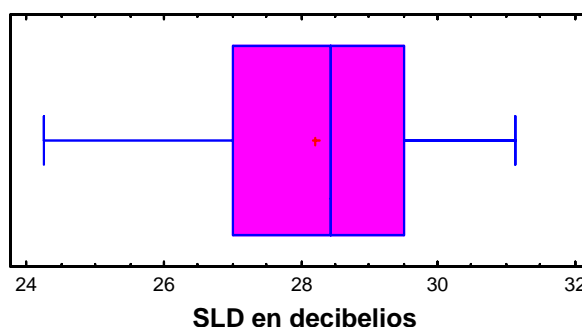
**Figura 29: Distribución de la SLD en el campo visual total (30° centrales) con el filtro amarillo.**

La figura 29 muestra la distribución de la sensibilidad luminosa diferencial con filtro en el campo visual completo.

La sensibilidad luminosa diferencial con el filtro en el campo visual total (30° centrales) también tuvo una distribución normal y ligeramente asimétrica. El 50% de la muestra presentó valores entre 27.84 dB y 30.21 dB. Del 50% restante, el 25% de los sujetos tuvo mayor dispersión con valores por debajo de 27.84 dB llegando a 24.70 dB. El otro 25% presentó valores ligeramente superiores a 30.21 dB y menor dispersión.

En el gráfico de la figura 30 se puede observar como el área periférica del campo visual con filtro también obtuvo una distribución normal de la sensibilidad luminosa diferencial. En este caso también la distribución fue ligeramente asimétrica, y el 50 % de los sujetos presentaron valores entre 27.04 dB y 29.50 dB. En el 50% restante, el 25% de la muestra tuvo valores muy inferiores a 27.04 dB, alcanzando el valor mínimo de 24.21 dB, es decir, mayor dispersión. En el otro 25% de los sujetos los valores fueron ligeramente superiores a 31.12 dB.

**Distribución de la SLD en el área periférica con filtro**



**Figura 30: Distribución de la SLD en el campo periférico con el filtro amarillo.**

### Cuadrantes del área periférica del campo visual

La descripción estadística de la sensibilidad luminosa diferencial con el filtro amarillo para los cuatro cuadrantes del área periférica del campo visual se muestra en la tabla 15.

**Tabla 15: Descripción de la sensibilidad luminosa diferencial (SLD) con filtro amarillo en los cuatro cuadrantes del área periférica (N= 38).**

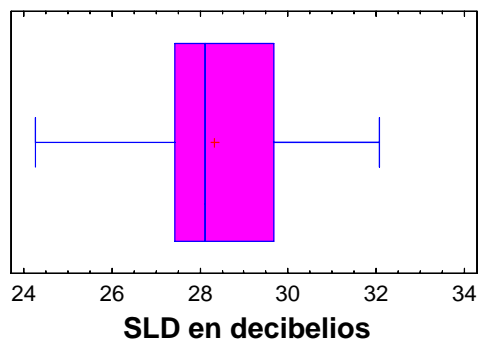
<b>SLD dB</b>	<b>SLD 1er cuadrante</b>	<b>SLD 2º cuadrante</b>	<b>SLD 3er cuadrante</b>	<b>SLD 4º cuadrante</b>
<b>Media</b>	28.32	28.00	27.81	28.71
<b>Desviación estándar</b>	1.85	1.81	1.60	1.86
<b>Mínimo</b>	24.25	23.54	24.66	24
<b>Máximo</b>	32.08	31	30.91	32.27

Los cuatro cuadrantes del área periférica del campo visual también presentaron valores medios más elevados de sensibilidad luminosa diferencial con el filtro amarillo que sin él. Igualmente, los cuatro cuadrantes presentaron valores medios y desviaciones estándar muy semejantes. Por otro lado, al igual que ocurriera sin la interposición del filtro, el cuarto cuadrante o cuadrante temporal inferior presentó una sensibilidad media ligeramente superior al resto con un valor de 28.71 dB y una desviación estándar de 1.86 dB.

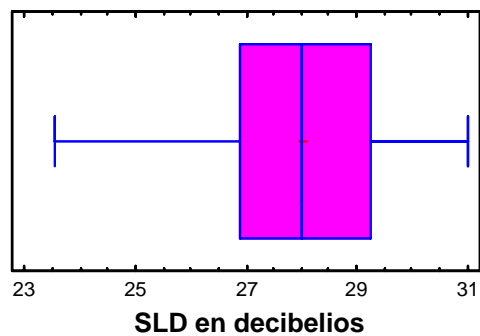
La figura 31 muestra los gráficos en caja de la distribución de la sensibilidad luminosa diferencial con el filtro amarillo para los cuatro cuadrantes del área periférica. En todos los casos la distribución fue normal aunque ligeramente asimétricas, excepto el tercer cuadrante cuya distribución fue simétrica.



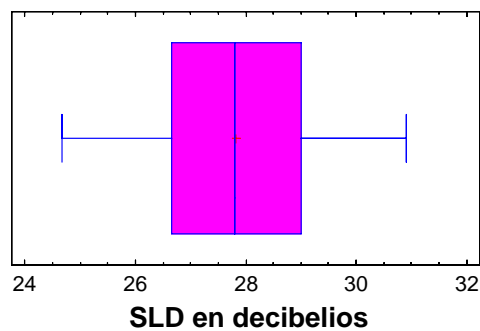
**Distribución de la SLD en el cuadrante 1º con filtro**



**Distribución de la SLD en el 2º cuadrante con filtro**

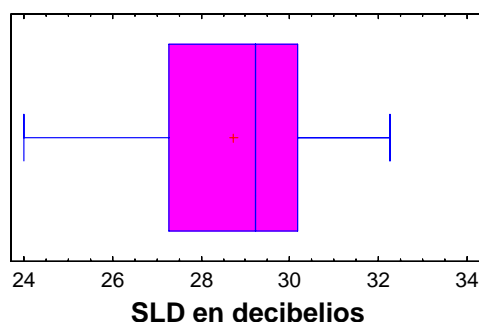


**Distribución de la SLD en el cuadrante tercero con filtro**



**Figura 31: Distribución de la SLD en los cuatro cuadrantes del area periférica del campo visual, con el filtro amarillo.**

Distribución de la SLD en el 4º cuadrante con filtro



**Figura 31: Distribución de la SLD en los cuatro cuadrantes del area periférica del campo visual, con el filtro amarillo.**

#### 1.4.3. Efecto del filtro amarillo en la sensibilidad luminosa diferencial

El análisis estadístico de la “t” de Student para muestras pareadas fue aplicado para analizar si los aumentos de sensibilidad luminosa diferencial (SLD) experimentados en las distintas áreas del campo visual (30° centrales) con la interposición del filtro amarillo, eran estadísticamente significativos ( $p$  valor  $< 0.05$ ).

El valor medio del defecto medio (DM) con filtro fue inferior al obtenido sin filtro siendo la diferencia estadísticamente significativa con un  $p$ -valor de 0.003.

En la tabla 16 se muestra el análisis estadístico de la media de la diferencia entre la sensibilidad luminosa diferencial media con y sin el filtro amarillo para el campo visual completo (30°), el área central y el área periférica.

**Tabla 16: Diferencia media de la sensibilidad luminosa diferencial (SLD) (dB) con y sin el filtro amarillo en el campo visual total, área central y área periférica (N=38).**

<b>Diferencia SLD con/sin filtro</b>	<b>Campo total</b>	<b>Área central</b>	<b>Área periférica</b>
<b>Media</b>	0.67	0.96	0.60
<b>Desviación estándar</b>	1.05	1.18	1.08
<b>P-valor</b>	0.0003*	0.00001*	0.001*
<b>“t” Student</b>	3.91	5.05	3.41

**\*P- valor < 0.05**

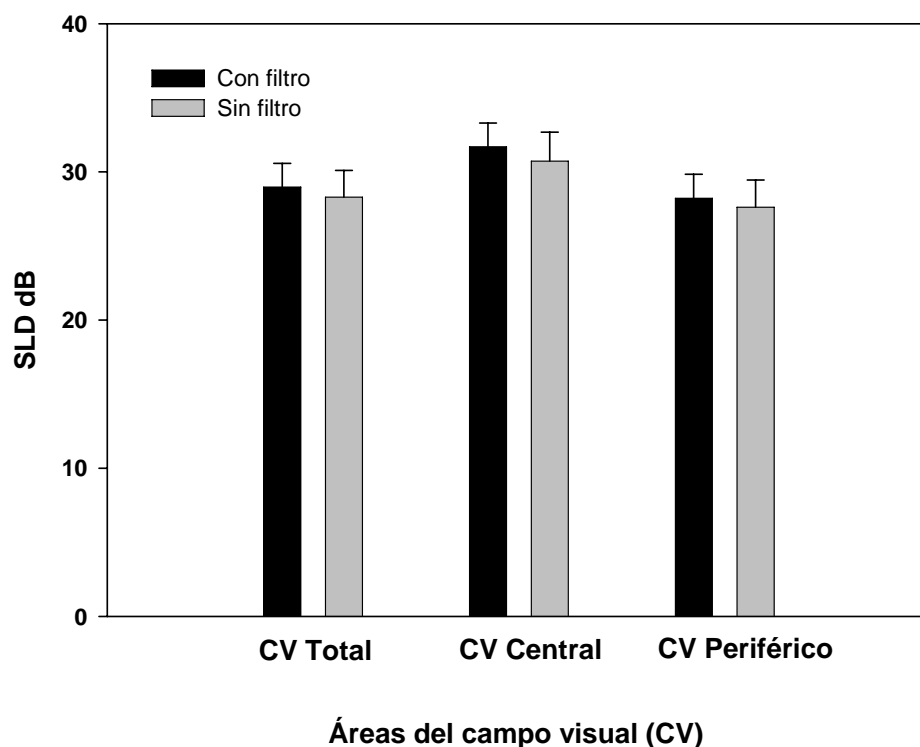
La sensibilidad luminosa diferencial media con la interposición del filtro fue más elevada en las tres zonas investigadas del campo visual, estableciéndose diferencias significativas en cada una de ellas cuando se aplicó la "t" de student.

Para el campo visual completo, el cambio de la sensibilidad media con el filtro amarillo osciló entre 5.44 y -0.18 dB con un incremento medio 0.67 dB y una desviación estándar de 1.05 dB. El aumento fue estadísticamente significativo con un p-valor de 0.0003.

El cambio de la sensibilidad media con el filtro amarillo en el área central fue el más elevado de las tres áreas de estudio. El cambio se encontró en un rango de entre 5.0 y -0.61 dB, con un aumento medio de la sensibilidad media de 0.96 dB y una desviación estándar de 1.18 dB. La diferencia media se mostró estadísticamente significativa con un p-valor de 0.00001.

Para el área periférica el aumento medio de la sensibilidad con filtro amarillo fue el más inferior de las tres áreas con un valor medio de 0.60 dB y una desviación estándar de 1.08, pero aún así fue significativo con un p-valor de 0.001. El cambio osciló en un rango desde 5.56 dB hasta -0.34 dB.

La figura 32 muestra el gráfico de barras de la sensibilidad luminosa diferencial media y la desviación estándar con filtro y sin filtro amarillo para el campo visual total, el área central y el área periférica. En el gráfico se puede observar las diferencias significativas de la sensibilidad luminosa diferencial con y sin el filtro amarillo.



**Figura 32: Sensibilidad luminosa diferencial media y desviación estándar con y sin el filtro amarillo en el campo visual (CV) total, área central y área periférica.**

En la tabla 17 se muestra el análisis estadístico de la media de la diferencia entre la sensibilidad luminosa diferencial media con y sin el filtro amarillo para los cuatro cuadrantes del área periférica.

La sensibilidad luminosa diferencial media con el filtro amarillo fue más elevada en los cuatro cuadrantes periféricos del campo visual. Pero sólo en el primer, segundo y tercer cuadrantes, los aumentos medios de sensibilidad con el filtro amarillo presentaron diferencias estadísticamente significativas cuando se aplicó la "t" de student.

**Tabla 17: Diferencia media de la SLD (dB) con y sin el filtro amarillo en los cuatro cuadrantes del área periférica (n=38).**

<b>Diferencia SLD con/sin filtro</b>	<b>SLD 1er cuadrante</b>	<b>SLD 2º cuadrante</b>	<b>SLD 3er cuadrante</b>	<b>SLD 4º cuadrante</b>
<b>Media</b>	0.71	0.87	0.34	0.41
<b>Desviación estándar</b>	1.34	1.69	0.76	1.33
<b>P-valor</b>	0.002*	0.002*	0.007*	0.06
<b>“t” Student</b>	3.25	3.18	2.81	1.92

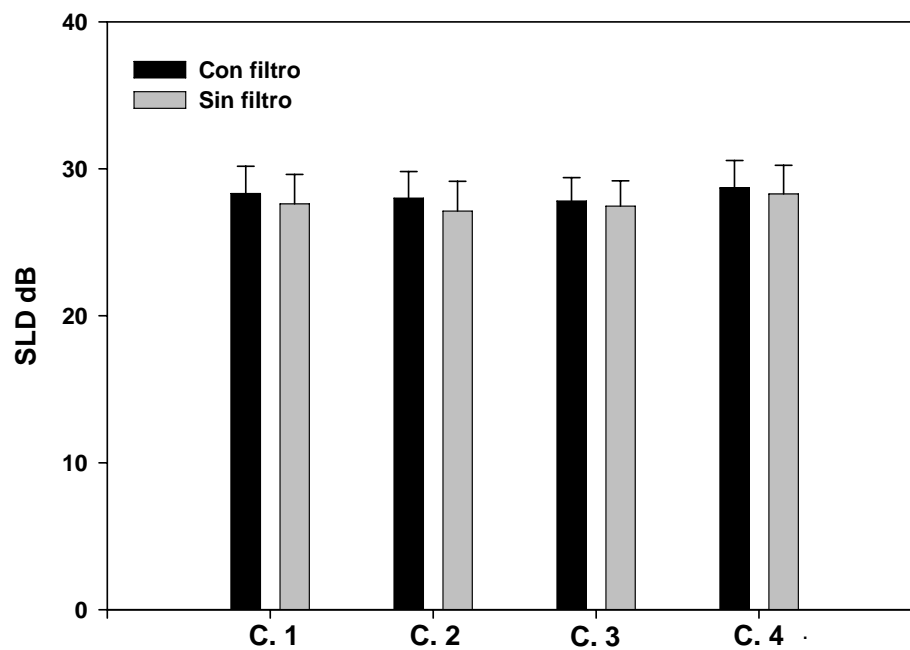
**\*P- valor < 0.05**

Para el primer cuadrante del área periférica del campo visual, el cambio de la sensibilidad media con el filtro amarillo osciló entre 6.33 y -1.0 dB con un incremento medio 0.71 dB y una desviación estándar de 1.34 dB. El aumento fue estadísticamente significativo con un p-valor de 0.002.

El cambio de la sensibilidad media con el filtro amarillo en el segundo cuadrante fue el más elevado de los cuatro cuadrantes. El cambio se encontró en un rango de entre 8.54 y -1.18 dB, con un aumento medio de la sensibilidad media de 0.87 dB y una desviación estándar de 1.69 dB. La diferencia media se mostró estadísticamente significativa con un p-valor de 0.002.

Para el tercer cuadrante el aumento medio de la sensibilidad con filtro amarillo fue el más pequeño de los cuatro cuadrantes. Presentó un valor medio de 0.34 dB y una desviación estándar de 0.76 dB, y fue estadísticamente significativo con un p-valor de 0.007. El cambio osciló en un rango desde 2.58 dB hasta -0.66 dB.

Para el cuarto cuadrante del área periférica del campo visual, el cambio de la sensibilidad media con el filtro amarillo osciló entre 5.0 y -2.18 dB con un incremento medio de la sensibilidad de 0.41 dB y una desviación estándar de 1.33 dB. Cuando se realizó el análisis de la “t” Student no dio un resultado estadísticamente significativo (p-valor de 0.06).



**Figura 33: Sensibilidad luminosa diferencial media y desviación estándar con y sin el filtro amarillo en los cuatro cuadrantes del campo visual periférico.**

La figura 33 muestra el gráfico de barras que muestra las diferencias entre la sensibilidad luminosa diferencial media y la desviación estándar con filtro y sin filtro amarillo en los cuatro cuadrantes del área periférica del campo visual.

## **2. RESULTADOS DE LA SEGUNDA ETAPA**

A continuación se describen los resultados obtenidos en la segunda parte de la investigación, para el grupo Control y el grupo LASIK, sobre la influencia del filtro amarillo X-482 sin tratamiento antirreflejante en la sensibilidad al contraste sin y con deslumbramiento en condiciones de iluminación mesópicas y fotópicas.

### **2.1. PERSONAS**

En la segunda parte de la investigación se incluyeron un total de 114 ojos pertenecientes a 57 sujetos entre el grupo LASIK y el grupo Control:

- El grupo Control constituido por 30 sujetos emétopes.
- El grupo LASIK formado por 27 pacientes miopes que habían sido intervenidos de cirugía refractiva LASIK (Queratomileusis in situ con láser excimer) en un periodo anterior de tiempo de 12 a 24 meses, en la clínica oftalmológica OCULASER de Madrid.

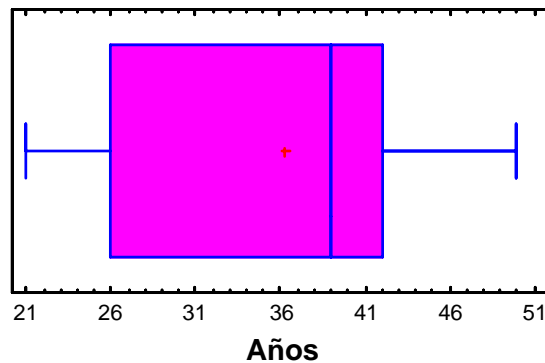
Ambos grupos realizaron la medida de las variables psicofísicas de la función visual en una única visita, en la Escuela Universitaria de Óptica de la Universidad Complutense de Madrid.

#### **2.1.1 Grupo Control**

El grupo Control mantuvo la exigencia de homogeneidad en edad con el grupo de comparación de pacientes LASIK. Este grupo Control estuvo formado por 30 sujetos emétopes, con una edad media de 36.23 años y una desviación estándar de 8.81 años. El rango de edad que comprendía a los sujetos del estudio recogía edades desde los 21 años hasta los 50 años.

En la figura 34 se muestra el gráfico de caja que muestra la distribución de la variable edad en el grupo Control.

**Distribución de la variable edad en el grupo control**



**Figura 34: Distribución de la variable edad en el grupo Control.**

La variable edad en el grupo Control tuvo una distribución normal aunque asimétrica. El 50% de los sujetos presentaron edades comprendidas entre 25.82 y 42 años. Del 50% restante, el 25% de los sujetos tuvieron una edad inferior a 26 años, y el otro 25% presentaron una edad superior a 42 años. Del total de los 30 sujetos del grupo Control, la variable sexo estuvo distribuida en un 76.7 % de mujeres (23 mujeres) frente a un 23.3 % de varones (7 hombres).

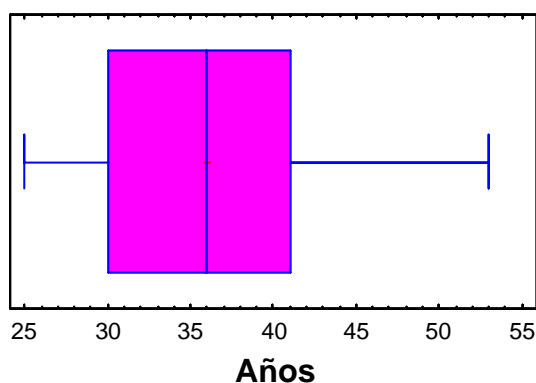
Los sujetos Control tenían que cumplir como criterio de inclusión tener una agudeza visual de alto contraste de al menos la unidad. Así, la agudeza visual decimal de alto contraste para los ojos derechos fue de media 1.066 con una desviación estándar de 0.095. En el caso de los ojos izquierdos, la agudeza visual media fue de 1.073 con una desviación estándar de 0.098. En ambos casos la agudeza visual mínima fue igual a 1.0 y la máxima de 1.2.



### 2.1.2. Grupo LASIK

El grupo denominado LASIK estuvo formado por 54 ojos, pertenecientes a 27 pacientes, que habían sido intervenidos con el procedimiento quirúrgico de Queratomileusis in situ con láser excimer (LASIK) para corregir su defecto refractivo de miopía al menos un año antes. La media de tiempo posquirúrgico fue de 16.9 meses con una desviación estándar de 5.6 meses.

Los pacientes del grupo LASIK tuvieron una edad media de 35.96 años con una desviación estándar de 7.39 años. El rango de edad que comprendía a los pacientes LASIK abarcaba desde los 25 años como edad mínima hasta los 53 años como edad máxima.



**Figura 35: Distribución de la variable edad en el grupo LASIK.**

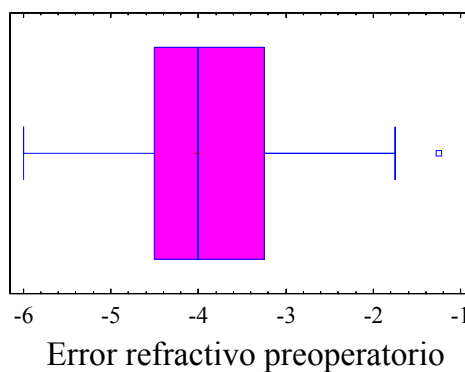
El grupo LASIK tuvo una distribución normal y prácticamente simétrica de la variable edad. El 50% de los pacientes presentaron edades entre 30 y 41 años (figura 35). Del 50% restante del grupo, el 25% de los pacientes tuvo una edad inferior a 30 años. El otro 25% restante tuvo valores algo más dispersos con valores superiores a 41 años. Con respecto a la variable sexo, el grupo LASIK estuvo formado por un 59.26% de mujeres (16 mujeres) y un 40.74% varones (11 hombres).

Los ojos de los pacientes incluidos en la muestra habían tenido un defecto refractivo preoperatorio igual o inferior a -6 dioptrías (D) de miopía, acompañada o no de un

astigmatismo igual o inferior a 0.75 dioptrías (D), tomándose como medida del mismo el valor del equivalente esférico.

El error refractivo preoperatorio medio de los pacientes fue de  $-4.02$  D con una desviación estándar de  $1.23$  D (equivalente esférico), con un valor mínimo de  $-1.25$  D y máximo de  $-6$  D.

La figura 36 muestra el gráfico de caja que presenta la distribución normal y prácticamente simétrica del equivalente esférico preoperatorio de los pacientes LASIK. La caja delimita el 50% de pacientes con valores entre  $-3.25$  D y  $-4.5$  D. El 50% restante se distribuyeron prácticamente por igual con valores por encima de  $-4.5$  D y por debajo de  $-3.25$  D, con un caso extremo con valor de  $-1.25$  D.



**Figura 36: Distribución del error refractivo (equivalente esférico) preoperatorio.**

En cuanto a la agudeza visual (A.V.) decimal de alto contraste postquirúrgica de los pacientes del grupo LASIK, tanto para el ojo derecho como para el ojo izquierdo, la media fue de  $1.0$ , con un valor mínimo de  $0.9$  y máximo de  $1.2$  (Tabla 18). Todos los pacientes se mostraban muy satisfechos con su visión.

**Tabla 18: Agudeza visual decimal postquirúrgica en el grupo LASIK.**

<b>A.V. Postquirúrgica</b>	<b>O. D.</b>	<b>O. I.</b>
<b>Frecuencia</b>	27	27
<b>Media</b>	1.003	1.009
<b>Desviación Estándar</b>	0.114	0.095
<b>Mínimo</b>	0.9	0.9
<b>Máximo</b>	1.2	1.2
<b>Rango</b>	0.35	0.35

## **2.2. SENSIBILIDAD AL CONTRASTE MESÓPICA (Mesotest II)**

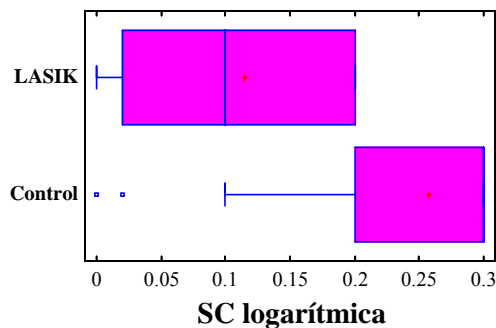
A continuación se presentan las medidas obtenidas de la sensibilidad al contraste (SC), sin y con la interposición del filtro amarillo X-482, y sin y con la presencia de una fuente de deslumbramiento en condiciones de iluminación mesópica en los grupos de estudio Control y LASIK.

### **2.2.1. Sensibilidad al contraste mesópica sin el filtro amarillo en los grupos LASIK y Control**

Como ya se explicó en el Método, los resultados de umbral de contraste obtenidos con el Mesotest II se transformaron a unidades logarítmicas de sensibilidad al contraste para su análisis estadístico.

### Sin deslumbramiento

El gráfico de la figura 37 muestra la distribución de la sensibilidad al contraste logarítmica en los grupos LASIK y Control en condiciones mesópicas y sin deslumbramiento. El grupo LASIK tuvo una distribución normal pero asimétrica. La mayoría de los sujetos (75%) tuvieron valores de sensibilidad al contraste entre 0.02 y 0.2 unidades logarítmicas.



**Figura 37: Distribución de la sensibilidad al contraste logarítmica sin deslumbramiento en los grupos LASIK y Control en condiciones mesópicas.**

El grupo Control tuvo una distribución asimétrica de la sensibilidad al contraste logarítmica. El 75% de los sujetos presentó valores entre 0.2 y 0.3 unidades logarítmicas, siendo la mediana de 0.3 unidades logarítmicas. El resto tuvo valores inferiores a 0.2 unidades logarítmicas, y hubo dos casos extremos con valores de 0.02 y 0.0 unidades logarítmicas.

La tabla 19 compara la sensibilidad al contraste mesópica, sin la presencia de la fuente deslumbrante en los grupos LASIK y Control.

**Tabla 19: Sensibilidad al contraste (SC) logarítmica sin deslumbramiento en los grupos LASIK y Control.**

<b>SC logarítmica sin deslumbramiento</b>		
<b>Grupos</b>	<b>LASIK</b>	<b>Control</b>
<b>Frecuencia</b>	27	30
<b>Media</b>	0.114	0.257
<b>Desviación estándar</b>	0.08	0.08
<b>Mínimo</b>	0.0	0.0
<b>Máximo</b>	0.2	0.3
<b>P-valor</b>	0.000*	
<b>Cociente-F</b>	43.88	

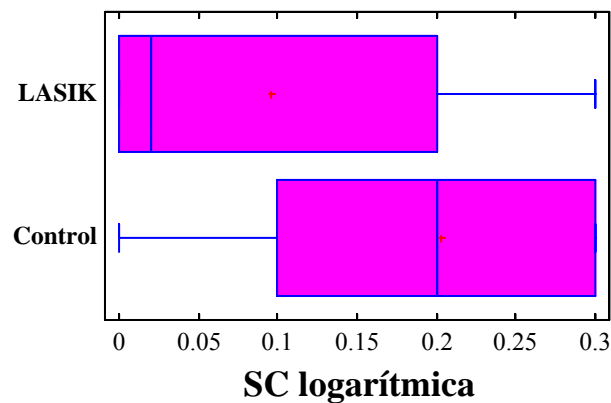
**\*P- valor < 0.05**

El grupo LASIK tuvo una sensibilidad al contraste logarítmica media de 0.114 con una desviación estándar de 0.08, con un valor máximo de 0.2 y mínimo de cero unidades logarítmicas.

En el grupo Control, la sensibilidad al contraste logarítmica fue superior con una media de 0.257 y una desviación estándar 0.08, y un rango de entre 0.0 y 0.3 unidades logarítmicas. El grupo Control tuvo una sensibilidad al contraste superior en 0.14 unidades logarítmicas con respecto al grupo LASIK. Cuando se realizó el análisis de la varianza de ANOVA simple la diferencia encontrada fue estadísticamente significativa (p-valor = 0.000).

### **Con deslumbramiento**

La figura 38 muestra los dos gráficos de caja que presentan la distribución de la sensibilidad al contraste logarítmica con deslumbramiento de los grupos LASIK y Control en condiciones de iluminación mesópica.



**Figura 38: Distribución de la sensibilidad al contraste logarítmica con deslumbramiento en los grupos LASIK y Control en condiciones mesópicas.**

El grupo LASIK presentó una distribución de la sensibilidad al contraste logarítmica con deslumbramiento dentro de la normalidad pero asimétrica. El 75% de los pacientes tuvo una sensibilidad al contraste con deslumbramiento entre 0.0 y 0.2 unidades logarítmicas, y una mediana de 0.2 unidades logarítmicas. El otro 25% de los pacientes tuvo valores por encima de 0.2 unidades logarítmicas.

Igualmente, el grupo Control presentó una distribución normal pero asimétrica de la sensibilidad al contraste logarítmica con deslumbramiento, pero con valores más elevados. El 75% de los sujetos tuvieron valores entre 0.1 y 0.3 unidades logarítmicas, y el otro 25% restante presentaron valores inferiores a 0.1 unidades logarítmicas.

En la tabla 20 se compara la sensibilidad al contraste logarítmica con la presencia de la fuente deslumbrante para los grupos LASIK y Control en condiciones de iluminación mesópicas.

**Tabla 20: Sensibilidad al contraste (SC) logarítmica con deslumbramiento en los grupos LASIK y Control.**

<b>SC logarítmica con deslumbramiento</b>		
<b>Grupos</b>	<b>LASIK</b>	<b>Control</b>
<b>Frecuencia</b>	27	30
<b>Media</b>	0.096	0.203
<b>Desviación estándar</b>	0.11	0.1
<b>Mínimo</b>	0.0	0.0
<b>Máximo</b>	0.3	0.3
<b>P-valor</b>	0.000*	
<b>Cociente-F</b>	13.34	

**\*P- valor < 0.05**

Con deslumbramiento, el grupo LASIK tuvo una sensibilidad al contraste inferior al grupo Control, con un valor medio de 0.096 unidades logarítmicas y una desviación estándar de 0.11 unidades logarítmicas. El rango se presentó entre 0.0 y 0.3 unidades logarítmicas.

El grupo Control tuvo una media de sensibilidad al contraste con deslumbramiento de 0.203 y una desviación estándar de 0.10 unidades logarítmicas. Ésta fue superior en 0.11 unidades logarítmicas a la del grupo LASIK, estableciéndose diferencias estadísticamente significativas (p-valor de 0.000).

### **Discapacidad por deslumbramiento**

En cuanto a la discapacidad por deslumbramiento, es decir, la pérdida de sensibilidad al contraste (SC) debida al deslumbramiento, en la tabla 21 se muestra la comparación entre la sensibilidad al contraste logarítmica sin deslumbramiento y con deslumbramiento en los pacientes LASIK y en el grupo Control.

Para el grupo LASIK, la diferencia de la sensibilidad al contraste sin y con deslumbramiento tuvo un valor medio de 0.017 unidades logarítmicas con una desviación estándar de 0.095 unidades logarítmicas. Al aplicar la "t" de Student para datos pareados no se obtuvieron diferencias significativas (p-valor = 0.342) y, por lo tanto, el deslumbramiento no disminuyó la sensibilidad al contraste en el grupo LASIK.

**Tabla 21: Discapacidad por deslumbramiento (media y desviación estándar) en el grupo LASIK y en el grupo Control**

<b>Grupos</b>	<b>LASIK</b>	<b>Control</b>
<b>SC sin deslumbramiento</b>	0.114±0.08	0.257±0.08
<b>SC con deslumbramiento</b>	0.096 ± 0.11	0.203 ± 0.1
<b>Discapacidad por deslumbramiento</b>	0.017 ± 0.095	0.054 ± 0.089
<b>P-valor</b>	0.342	0.0025*
<b>“t” Student</b>	0.96	3.30

**\*P- valor < 0.05**

En el grupo Control, la diferencia de la sensibilidad al contraste sin y con deslumbramiento fue superior que en el grupo LASIK, y tuvo un valor medio de 0.054 con una desviación estándar de 0.089 unidades logarítmicas. Al aplicar la "t" de Student para datos pareados si se obtuvieron diferencias significativas (p-valor = 0.0025) y, por lo tanto, el grupo Control si tuvo discapacidad por deslumbramiento.

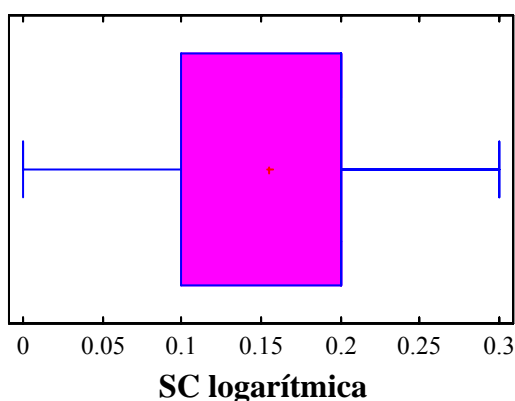
Las diferencias entre las medias de discapacidad por deslumbramiento del grupo LASIK y el grupo Control no fueron estadísticamente significativas.



### 2.2.2. Sensibilidad al contraste mesópica con el filtro amarillo en el grupo LASIK

A continuación se exponen los resultados obtenidos de sensibilidad al contraste logarítmica en condiciones mesópicas con la interposición del filtro amarillo en los pacientes del grupo LASIK.

#### Sin deslumbramiento



**Figura 39: Distribución de la sensibilidad al contraste mesópica con la interposición del filtro amarillo en el grupo LASIK.**

En la figura 39 se muestra la distribución normal de la sensibilidad al contraste (SC) logarítmica en el grupo LASIK con la interposición del filtro amarillo en condiciones de iluminación mesópicas. El 50% de los pacientes tuvieron valores entre 0.1 y 0.2 unidades logarítmicas con una mediana de 0.2 unidades logarítmicas. Del 50% restante de los pacientes, el 25% tuvo valores inferiores a 0.1 unidades logarítmicas, y el otro 25% presentó valores superiores a 0.2 unidades logarítmicas.

En la tabla 22 muestra los valores de sensibilidad al contraste logarítmica sin deslumbramiento obtenida en los pacientes del grupo LASIK, con la interposición del filtro amarillo en condiciones de iluminación mesópica.

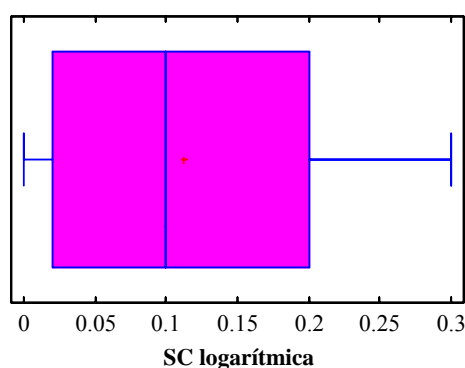
**Tabla 22: Descripción de la sensibilidad al contraste mesópica sin deslumbramiento y con el filtro amarillo en el grupo LASIK.**

<b>Grupo LASIK</b>	<b>SC logarítmica sin deslumbramiento y con filtro amarillo</b>
<b>Frecuencia</b>	27
<b>Media</b>	0.154
<b>Desviación estándar</b>	0.10
<b>Mínimo</b>	0.0
<b>Máximo</b>	0.3

El grupo LASIK con la interposición del filtro amarillo tuvo una sensibilidad al contraste logarítmica media de 0.154 unidades logarítmicas con una desviación estándar de 0.10 unidades logarítmicas.

### **Con deslumbramiento**

Con deslumbramiento, la distribución de la sensibilidad al contraste logarítmica obtenida con la interposición del filtro amarillo se muestra en la figura 40 para los pacientes del grupo LASIK.



**Figura 40: Distribución de la sensibilidad al contraste mesópica con deslumbramiento y con la interposición del filtro amarillo en el grupo LASIK.**

El grupo LASIK con el filtro tuvo una distribución normal y ligeramente asimétrica de la sensibilidad al contraste logarítmica con deslumbramiento. El 50% de los pacientes obtuvieron valores entre 0.02 y 0.2 unidades logarítmicas. Del 50% restante de los pacientes, un 25% tuvo valores inferiores a 0.02 unidades logarítmicas, y el 25% obtuvo valores superiores a 0.2 unidades logarítmicas.

En la tabla 23 se muestran los valores descriptivos de la sensibilidad al contraste logarítmica con deslumbramiento y la interposición del filtro amarillo en el grupo LASIK en condiciones de iluminación mesópicas.

**Tabla 23. Sensibilidad al contraste mesópica con deslumbramiento y el filtro amarillo en el grupo LASIK.**

<b>Grupo LASIK</b>	<b>SC logarítmica con deslumbramiento y con filtro amarillo</b>
<b>Frecuencia</b>	27
<b>Media</b>	0.111
<b>Desviación estándar</b>	0.11
<b>Mínimo</b>	0.0
<b>Máximo</b>	0.3

Con deslumbramiento, los pacientes del grupo LASIK tuvieron una sensibilidad al contraste logarítmica superior que sin la interposición del filtro amarillo, con un valor medio de 0.111 y una desviación estándar de 0.11 unidades logarítmicas (Tabla 23). El rango de valores máximo y mínimo fue igual que sin filtro.

### **Discapacidad por deslumbramiento**

En cuanto a la discapacidad por deslumbramiento obtenida con el filtro amarillo en el grupo LASIK, la diferencia entre la sensibilidad al contraste media sin y con deslumbramiento tuvo un valor medio de 0.042 y una desviación estándar de 0.10 unidades

logarítmicas. Es decir, el deslumbramiento disminuyó la sensibilidad al contraste significativamente, con un p-valor de 0.036. Las diferencias entre las medias de discapacidad por deslumbramiento del grupo LASIK con filtro y el grupo Control no fueron estadísticamente significativas.

### **2.2.3. Efecto del filtro amarillo sobre la sensibilidad al contraste mesópica del grupo LASIK**

A continuación se analiza el efecto del filtro amarillo sobre: 1) el porcentaje de sujetos que alcanzó cada valor de sensibilidad al contraste y 2) los valores medios de sensibilidad al contraste sin y con deslumbramiento.

#### **Efecto del filtro amarillo sobre la distribución porcentual**

En la tabla 24 se muestra el logaritmo de la sensibilidad al contraste mesópica sin deslumbramiento para cada uno de los grupos estudiados, expresado como el porcentaje de sujetos que alcanzó cada valor de sensibilidad al contraste.

**Tabla 24: Sensibilidad al contraste logarítmica sin deslumbramiento en los grupos LASIK sin y con filtro, y en el grupo Control. Los valores representan el porcentaje de sujetos en cada grupo y valor de sensibilidad al contraste (NC = No discrimina contraste).**

<b>Grupos</b>	<b>SENSIBILIDAD AL CONTRASTE MESÓPICA SIN DESLUMBRAMIENTO</b>				
	<b>NC</b>	<b>0.02</b>	<b>0.10</b>	<b>0.20</b>	<b>0.30</b>
<b>LASIK sin filtro</b>	15	15	30	40	0
<b>LASIK con filtro</b>	7	15	26	30	22
<b>Control</b>	3	3	3	17	74

Mientras que el 74% de los sujetos del grupo Control alcanzaron el nivel máximo de sensibilidad al contraste logarítmica sin deslumbramiento (0.30 unidades logarítmicas), ningún paciente LASIK alcanzó este nivel de sensibilidad, siendo el máximo 0.20 unidades logarítmicas, discriminado por el 40% de los pacientes. Sin embargo cuando se interpuso el filtro amarillo en el grupo LASIK, un 22% de los pacientes pudieron discriminar el nivel más elevado de sensibilidad al contraste logarítmica sin deslumbramiento.

En el grupo Control, solo un 3% de los sujetos no discriminaron ningún contraste. Sin embargo, en el grupo LASIK hubo un 15% de pacientes que no lograron ni discriminar el contraste máximo. Este porcentaje se redujo hasta el 7% al interponer el filtro amarillo.

En la tabla 25 se muestra el logaritmo de la sensibilidad al contraste mesópica con deslumbramiento para los grupos LASIK sin y con filtro y para el grupo Control, expresado como el porcentaje de sujetos que alcanzó cada valor de sensibilidad al contraste.

**Tabla 25: Sensibilidad al contraste logarítmica con deslumbramiento en los grupos LASIK sin y con filtro, y Control. Los valores representan el porcentaje de sujetos en cada grupo y la categoría de sensibilidad al contraste (NC = No discrimina contraste).**

	<b>SENSIBILIDAD AL CONTRASTE MESÓPICA CON DESLUMBRAMIENTO</b>				
<b>GRUPOS</b>	<b>NC</b>	<b>0.02</b>	<b>0.10</b>	<b>0.20</b>	<b>0.30</b>
<b>LASIK</b>	33	18	19	15	15
<b>LASIK con filtro</b>	22	22	19	22	15
<b>Control</b>	13	0	17	23	47

Con deslumbramiento, el 15% de los pacientes LASIK pudieron discriminar el nivel más alto de sensibilidad al contraste. Esta proporción fue similar cuando se utilizó el filtro amarillo. En el grupo Control con deslumbramiento se redujo el porcentaje de sujetos que alcanzaron el nivel máximo de sensibilidad al contraste desde un 74% hasta un 47%.

En los grupos LASIK sin y con filtro, y en el grupo Control, hubo un aumento del número de sujetos que no pudieron discriminar el valor mínimo de sensibilidad al contraste con deslumbramiento, respecto de los porcentajes obtenidos sin deslumbramiento. Estos aumentos de los porcentajes fueron de un 18% en el grupo LASIK sin filtro, de un 15% en el grupo LASIK con filtro, y del un 10% en el grupo Control.

### **Efecto del filtro amarillo sobre los valores medios de la sensibilidad al contraste**

Para determinar si el incremento de la media de sensibilidad al contraste mesópica obtenida con el filtro amarillo, sin y con deslumbramiento, era estadísticamente significativo se pasó a realizar el análisis estadístico de la “t” de Student para muestras pareadas (tabla 26).

**Tabla 26: Diferencia de sensibilidad al contraste con y sin filtro amarillo en el grupo LASIK.**

<b>Diferencia entre la SC con y sin el filtro amarillo</b>		
<b>Grupo LASIK</b>	<b>Sin deslumbramiento</b>	<b>Con deslumbramiento</b>
<b>Diferencia</b>	0.040	0.015
<b>Desviación estándar</b>	0.06	0.06
<b>Mínimo</b>	-0.1	-0.1
<b>Máximo</b>	0.1	0.1
<b>P-valor</b>	0.0023*	0.21

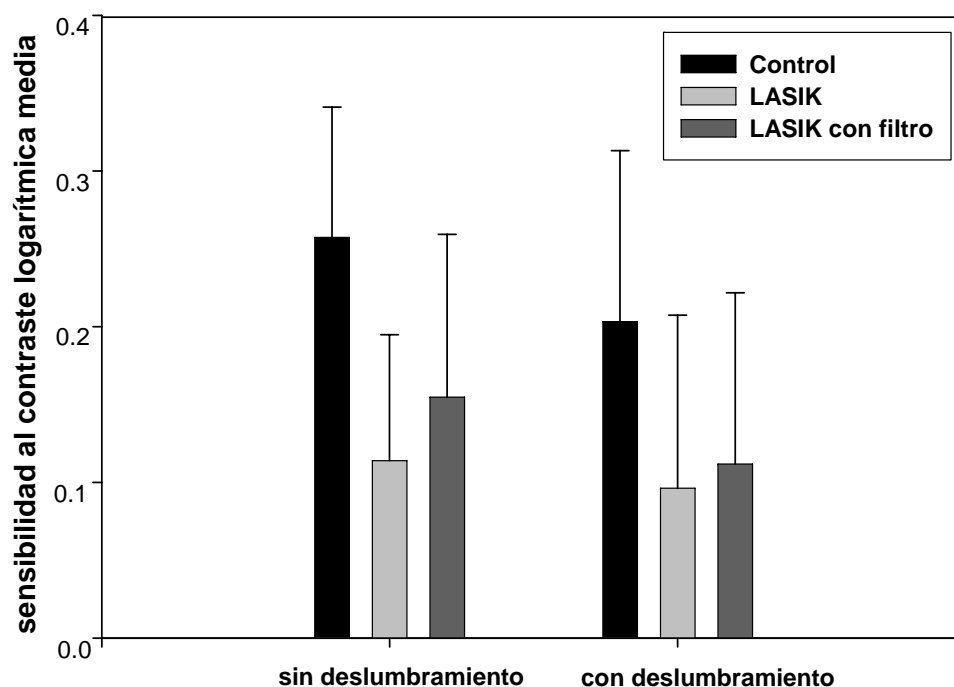
**\*P- valor < 0.05**

Sin deslumbramiento y con el filtro amarillo, el aumento medio de sensibilidad al contraste fue de 0.04 unidades logarítmicas, siendo estadísticamente significativo con un p-valor de 0.0023.

Con deslumbramiento y con el filtro amarillo, el aumento de sensibilidad contraste tuvo un valor medio de 0.015 unidades logarítmicas, pero en este caso no fue estadísticamente significativo (p-valor = 0.21).

Cuando se analizaron las medias de la discapacidad por deslumbramiento con y sin el filtro amarillo, no se encontraron diferencias significativas en el grupo LASIK; ni entre el grupo Control y el grupo LASIK con filtro.

En la figura 41 se resumen gráficamente los análisis realizados hasta ahora. Se representa la media de sensibilidad al contraste logarítmica para el grupo Control, LASIK y LASIK con filtro sin y con deslumbramiento en condiciones mesópicas. En el gráfico se aprecian las diferencias de sensibilidad al contraste estadísticamente significativas que se produjeron entre el grupo Control y LASIK y la mejora significativa de la sensibilidad al contraste sin deslumbramiento que se produjo al interponer el filtro amarillo al grupo LASIK.



**Figura 41:** Sensibilidad al contraste logarítmica media en condiciones mesópicas, sin y con deslumbramiento, en los grupos Control y LASIK, y en el grupo LASIK utilizando el filtro amarillo. Las líneas verticales indican la desviación estándar.

Teniendo en cuenta que la Sociedad alemana de oftalmología (DOG) recomienda para la conducción nocturna (Harms y Nolte, 1984) alcanzar al menos el nivel de contraste 1:5 del Mesotest II (sensibilidad al contraste logarítmica de 0.10), en este estudio se evaluó el

porcentaje de sujetos en cada grupo que discriminó ese nivel de contraste sin y con deslumbramiento. Los resultados se muestran en la tabla 27.

**Tabla 27: Porcentaje de sujetos en cada grupo que discriminó al menos el nivel de sensibilidad al contraste logarítmico de 0.10 (contraste 1:5) del Mesotest II, sin y con deslumbramiento.**

<b>GRUPOS</b>	<b>SIN DESLUMBRAMIENTO</b>	<b>CON DESLUMBRAMIENTO</b>
<b>LASIK sin filtro</b>	70	49
<b>LASIK con filtro</b>	78	56
<b>Control</b>	94	87

El porcentaje de sujetos del grupo Control que alcanzó el contraste límite fue superior, tanto con deslumbramiento como sin deslumbramiento, a los porcentajes del grupo LASIK sin y con filtro.

Con el uso del filtro amarillo, hubo un aumento del porcentaje de pacientes LASIK que pudieron discriminar el contraste límite 1:5. Sin deslumbramiento, se produjo un aumento del 8%, y con deslumbramiento el aumento fue del 7%.



### **2.3. SENSIBILIDAD AL CONTRASTE FOTÓPICA (CGT 1000)**

A continuación, sin y con la interposición del filtro amarillo, se presentan los resultados obtenidos para la sensibilidad al contraste (SC) sin y con la presencia de una fuente de deslumbramiento en condiciones de iluminación fotópicas en los grupos de estudio Control y LASIK.

#### **2.3.1. Sensibilidad al contraste fotópica sin el filtro amarillo en los grupos LASIK y Control**

Para analizar las medidas obtenidas del umbral de contraste fotópico con el Contrast Glaretester CGT-1000 para cada una de las frecuencias espaciales, los resultados de umbral de contraste fueron transformados a unidades logarítmicas de sensibilidad al contraste.

##### **Sin deslumbramiento**

En la tabla 28 se muestran los resultados descriptivos de la sensibilidad al contraste logarítmica sin deslumbramiento obtenidos para cada una de las frecuencias espaciales, en los grupos LASIK y Control.

Los pacientes LASIK tuvieron su máximo de sensibilidad al contraste logarítmica sin deslumbramiento en las frecuencias bajas de 1.0 ciclos/grado y de 1.7 ciclos/grado (c/g), con un valor medio para ambas de 1.83 unidades logarítmicas y una desviación estándar respectivamente de 0.21 y 0.19 unidades logarítmicas. La sensibilidad al contraste logarítmica disminuyó a medida que aumentó la frecuencia espacial hasta llegar a un valor medio de 0.93 y una desviación estándar de 0.3 unidades logarítmicas en la frecuencia espacial alta de 10.4 ciclos/grado.

En el grupo Control, el máximo de sensibilidad sin deslumbramiento se estableció en la frecuencia espacial baja de 1.0 ciclos/grado con un valor medio de 1.86 unidades logarítmicas y una desviación estándar de 0.21 unidades logarítmicas. También como en el grupo LASIK, el valor mínimo de sensibilidad al contraste se obtuvo en la frecuencia espacial

alta de 10.4 ciclos/grado, con un valor medio de 0.78 y 0.28 unidades logarítmicas de desviación estándar. Este valor fue ligeramente inferior al obtenido por el grupo LASIK.

**Tabla 28: Sensibilidad al contraste logarítmica fotópica sin deslumbramiento en los grupos LASIK y Control.**

<b>FRECUENCIA ESPACIAL</b>	<b>GRUPOS</b>	<b>MEDIA</b>	<b>DESVIACIÓN ESTÁNDAR</b>	<b>MÍNIMO</b>	<b>MÁXIMO</b>	<b>P VALOR</b>
<b>1.0 c/g</b>	<b>LASIK</b>	1.83	0.21	0.95	2.0	0.63
	<b>CONTROL</b>	1.86	0.21	0.95	2.0	
<b>1.7 c/g</b>	<b>LASIK</b>	1.83	0.19	1.09	2.0	0.80
	<b>CONTROL</b>	1.83	0.21	0.95	2.0	
<b>2.6 c/g</b>	<b>LASIK</b>	1.75	0.14	1.52	2.0	0.39
	<b>CONTROL</b>	1.71	0.17	1.39	2.0	
<b>4.2 c/g</b>	<b>LASIK</b>	1.60	0.21	1.09	2.0	0.11
	<b>CONTROL</b>	1.51	0.23	1.09	1.85	
<b>6.6 c/g</b>	<b>LASIK</b>	1.28	0.26	0.79	1.85	0.20
	<b>CONTROL</b>	1.19	0.25	0.63	1.52	
<b>10.4 c/g</b>	<b>LASIK</b>	0.93	0.30	0.34	0.69	0.058
	<b>CONTROL</b>	0.78	0.28	0.34	1.22	

Tanto el grupo Control como el grupo LASIK obtuvieron valores medios muy similares de sensibilidad al contraste logarítmica fotópica sin deslumbramiento. Los pacientes LASIK obtuvieron valores medios ligeramente superiores para las frecuencias espaciales medias de 2.6 y 4.2 ciclos/grado, y altas de 6.6 y 10.4 ciclos/grado. Cuando los valores medios de sensibilidad al contraste logarítmica del grupo LASIK y el grupo Control se analizaron mediante el análisis estadístico de la ANOVA no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para ninguna frecuencia espacial.

### Con deslumbramiento

En la tabla 29 se presentan los resultados de la sensibilidad al contraste logarítmica con deslumbramiento en condiciones fotópicas para los grupos LASIK y Control.

Con deslumbramiento, el grupo LASIK obtuvo su máximo de sensibilidad al contraste logarítmica fotópica en la frecuencia espacial baja de 1.0 ciclos/grado con un valor medio de 1.83 unidades logarítmicas y una desviación estándar de 0.16 unidades logarítmicas. En la tabla 29 se puede observar como a medida que aumentaba la frecuencia espacial también disminuía la media de la sensibilidad al contraste, llegando a un valor medio mínimo de 0.84 unidades logarítmicas para la frecuencia espacial de 10.4 ciclos/grado.

**Tabla 29: Sensibilidad al contraste logarítmica fotópica con deslumbramiento en los grupos LASIK y Control.**

<b>FRECUENCIA ESPACIAL</b>	<b>GRUPOS</b>	<b>MEDIA</b>	<b>DESVIACIÓN ESTÁNDAR</b>	<b>MÍNIMO</b>	<b>MÁXIMO</b>	<b>P VALOR</b>
<b>1.0 c/g</b>	<b>LASIK</b>	1.80	0.16	1.39	2.0	0.49
	<b>CONTROL</b>	1.83	0.16	1.52	2.0	
<b>1.7 c/g</b>	<b>LASIK</b>	1.76	0.18	1.22	2.0	0.14
	<b>CONTROL</b>	1.83	0.16	1.52	2.0	
<b>2.6 c/g</b>	<b>LASIK</b>	1.62	0.19	1.09	2.0	0.54
	<b>CONTROL</b>	1.65	0.16	1.22	2.0	
<b>4.2 c/g</b>	<b>LASIK</b>	1.43	0.23	0.79	1.85	0.9
	<b>CONTROL</b>	1.43	0.20	1.09	1.85	
<b>6.6 c/g</b>	<b>LASIK</b>	1.16	0.28	0.49	1.69	0.15
	<b>CONTROL</b>	1.05	0.26	0.19	1.52	
<b>10.4 c/g</b>	<b>LASIK</b>	0.84	0.32	0.34	1.52	0.3
	<b>CONTROL</b>	0.75	0.31	0.19	1.39	

En el grupo Control, el máximo de la sensibilidad al contraste logarítmica fotópica con deslumbramiento se estableció en las frecuencias espaciales bajas de 1.0 y 1.7 ciclos/grado con un valor medio para las dos de 1.83 y una desviación estándar de 0.16 unidades logarítmicas (Tabla 29). Los sujetos del grupo Control también dieron el valor más bajo de sensibilidad al contraste con deslumbramiento en la frecuencia alta de 10.4 ciclos/grado con un valor medio de 0.75 y una desviación estándar de 0.31 unidades logarítmicas, ligeramente inferior al valor medio obtenido por los pacientes LASIK en la misma frecuencia.

Cuando los valores medios de la sensibilidad al contraste logarítmica con deslumbramiento se analizaron mediante el análisis de la varianza de ANOVA simple, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para ningún tamaño de estímulo entre los pacientes LASIK y los sujetos Control (Tabla 29).

### **Discapacidad por deslumbramiento**

En la tabla 30 se muestra la media de la diferencia entre la sensibilidad al contraste logarítmica fotópica sin deslumbramiento y con deslumbramiento, y dos análisis estadísticos: 1) compara el efecto del deslumbramiento en cada grupo y 2) compara la discapacidad por deslumbramiento entre el grupo LASIK y el grupo Control. Es decir, se analiza la reducción de la función visual por la presencia de una fuente de deslumbramiento.

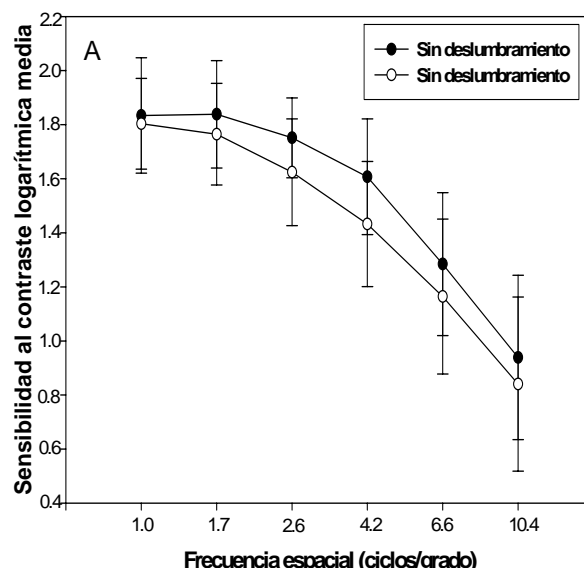
En los sujetos LASIK, se encontraron diferencias significativas o la existencia de discapacidad por deslumbramiento en las frecuencias espaciales de 1.7 c/g ( $p = 0.0015$ ), 2.6 c/g ( $p = 0.0003$ ), 4.2 c/g ( $p = 0.0000$ ) y 6.6 c/g ( $p = 0.0014$ ). Sin embargo, no hubo discapacidad por deslumbramiento para la frecuencia espacial baja de 1.0 c/g y la más elevada de 10.4 c/g (Tabla 30).

**Tabla 30: Diferencia entre la sensibilidad al contraste logarítmica fotópica sin y con deslumbramiento en el grupo LASIK y el grupo Control.**

<b>FRECUENCIA ESPACIAL</b>	<b>GRUPOS</b>	<b>DIFERENCIA MEDIA</b>	<b>DESVIACIÓN ESTÁNDAR</b>	<b>P VALOR</b>	<b>P-VALOR ENTRE GRUPOS</b>
<b>1.0 c/g</b>	<b>LASIK</b>	0.030	0.18	0.39	0.95
	<b>CONTROL</b>	0.027	0.19	0.45	
<b>1.7 c/g</b>	<b>LASIK</b>	0.073	0.14	0.015*	0.06
	<b>CONTROL</b>	-0.0078	0.18	0.81	
<b>2.6 c/g</b>	<b>LASIK</b>	0.127	0.16	0.0003*	0.083
	<b>CONTROL</b>	0.061	0.12	0.011*	
<b>4.2 c/g</b>	<b>LASIK</b>	0.174	0.14	0.0000*	0.014*
	<b>CONTROL</b>	0.073	0.15	0.014*	
<b>6.6 c/g</b>	<b>LASIK</b>	0.119	0.17	0.0014*	0.79
	<b>CONTROL</b>	0.13	0.06	0.007*	
<b>10.4 c/g</b>	<b>LASIK</b>	0.09	0.25	0.050	0.27
	<b>CONTROL</b>	0.03	0.18	0.29	

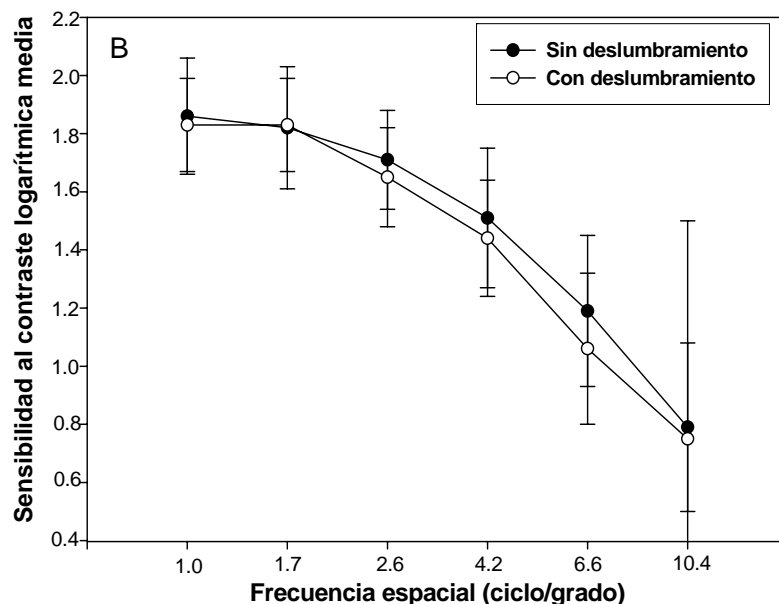
**\*P- valor < 0.05**

En la figura 42 se muestran las funciones de sensibilidad al contraste sin y con deslumbramiento para el grupo LASIK. En ellas se aprecia la reducción de la función visual en las frecuencias ya comentadas de 6.6, 4.2, 2.6 y 1.7 ciclos/grado



**Figura 42: Sensibilidad al contraste logarítmica media fotópica sin y con deslumbramiento en el grupo LASIK. Las líneas verticales indican la desviación estándar.**

Para el grupo Control, la discapacidad por deslumbramiento solo fue significativa para las frecuencias espaciales intermedias de 2.6 c/g ( $p = 0.011$ ), 4.2 c/g ( $p = 0.014$ ) y 6.6 c/g ( $p = 0.007$ ) (Tabla 30). Al igual que en los pacientes LASIK, no hubo diferencias significativas para las frecuencias espaciales de 1.0 c/g y 10.4 c/g, y además para la de 1.7 c/g. La figura 43 muestra las funciones de sensibilidad al contraste fotópica sin y con deslumbramiento para el grupo Control. En el gráfico se observa el descenso significativo de la sensibilidad al contraste producido por la fuente de deslumbramiento en las frecuencias 2.6, 4.2 y 6.6 ciclos/grado.



**Figura 43: Sensibilidad al contraste logarítmica media fotópica sin y con deslumbramiento en el grupo Control. Las líneas verticales indican la desviación estándar.**

La tabla 30 también muestra el efecto del LASIK sobre la discapacidad por deslumbramiento, que se evaluó examinando las diferencias entre las discapacidades por deslumbramiento del grupo LASIK y Control. Se observó una diferencia significativa ( $p$ -valor  $< 0.05$ ) entre las medias de las diferencias entre los grupos Control y LASIK a la frecuencia espacial de 4.2 ciclos/grado ( $p=0.014$ ); siendo la discapacidad por deslumbramiento peor en el grupo LASIK.

### **2.3.2. Sensibilidad al contraste fotópica con el filtro amarillo en el grupo LASIK**

A continuación se analizan los resultados obtenidos de la sensibilidad al contraste fotópica con la interposición del filtro amarillo en el grupo LASIK. En la tabla 31 se muestra,

la sensibilidad al contraste logarítmica media y su evaluación estadística sin y con deslumbramiento en condiciones fotópicas de iluminación con la interposición del filtro amarillo en los pacientes LASIK.

**Tabla 31: Sensibilidad al contraste logarítmica fotópica con la interposición del filtro amarillo, sin y con deslumbramiento en el grupo LASIK.**

<b>SENSIBILIDAD AL CONTRASTE FOTÓPICA CON EL FILTRO AMARILLO</b>							
<b>FRECUENCIA ESPACIAL</b>	<b>DESLUMBRA MIENTO</b>	<b>MEDIA</b>	<b>DESV. EST.</b>	<b>MÍNIMO</b>	<b>MÁXIMO</b>	<b>DIFERENCIA DE LAS MEDIAS</b>	<b>P VALOR</b>
<b>1.0 c/g</b>	<b>SIN</b>	1.85	0.12	1.52	2.0	0.061	0.026
	<b>CON</b>	1.78	0.14	1.39	2.0		
<b>1.7 c/g</b>	<b>SIN</b>	1.80	0.18	1.39	2.0	0.067	0.045
	<b>CON</b>	1.74	0.20	1.09	2.0		
<b>2.6 c/g</b>	<b>SIN</b>	1.67	0.25	0.85	2.0	0.061	0.17
	<b>CON</b>	1.61	0.21	1.09	2.0		
<b>4.2 c/g</b>	<b>SIN</b>	1.52	0.21	0.95	2.0	0.11	0.000*
	<b>CON</b>	1.40	0.25	0.79	2.0		
<b>6.6 c/g</b>	<b>SIN</b>	1.25	0.25	0.79	1.85	0.13	0.01*
	<b>CON</b>	1.11	0.32	0.34	2.0		
<b>10.4 c/g</b>	<b>SIN</b>	0.89	0.28	0.34	1.69	0.065	0.051
	<b>CON</b>	0.82	0.33	0.34	1.69		

**\*P- valor < 0.05**



Sin y con deslumbramiento, el grupo LASIK con el filtro amarillo tuvo su máximo de sensibilidad al contraste logarítmica fotópica en la frecuencia espacial baja de 1.0 c/g con un valor medio de  $1.85 \pm 0.12$  sin deslumbramiento y de  $1.78 \pm 0.14$  unidades logarítmicas con deslumbramiento. Al igual que sin filtro, la sensibilidad al contraste logarítmica sin y con deslumbramiento disminuyó a medida que aumentó la frecuencia espacial.

Para estudiar la existencia de discapacidad por deslumbramiento usando el filtro amarillo, se analizaron las diferencias entre los valores de la sensibilidad al contraste logarítmica sin y con deslumbramiento hallándose diferencias estadísticamente significativas en todas las frecuencias espaciales excepto en las frecuencia de 2.6 y 10.4 ciclos/grado.

### **2.3.3. Efecto del filtro amarillo sobre la sensibilidad al contraste fotópica del grupo LASIK**

El efecto del filtro amarillo sobre el grupo LASIK se analizó haciendo la diferencia de las medias de la sensibilidad al contraste logarítmica sin y con el filtro tanto para la situación de “sin deslumbramiento” como para “con deslumbramiento”.

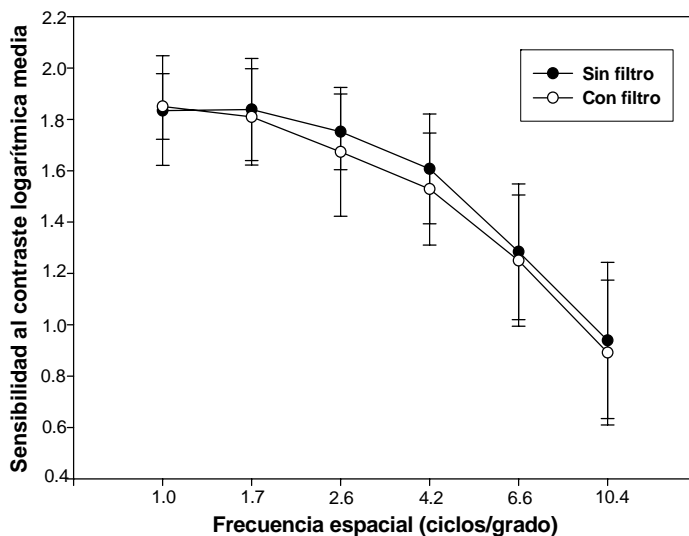
#### **Sin deslumbramiento**

La tabla 32 muestra la sensibilidad al contraste logarítmica media sin deslumbramiento del grupo LASIK sin y con el filtro amarillo. El análisis estadístico de la "t" Student para datos pareados, para cada una de las frecuencias espaciales, mostró que las diferencias en los valores de la sensibilidad al contraste logarítmica fotópica sin y con el filtro amarillo no fueron estadísticamente significativas en los pacientes LASIK.

**Tabla 32: Sensibilidad al contraste logarítmica sin deslumbramiento en el grupo LASIK sin y con el filtro amarillo.**

<b>SENSIBILIDAD AL CONTRASTE FOTOÓPICA SIN DESLUMBRAMIENTO</b>				
<b>FRECUENCIA ESPACIAL</b>	<b>FILTRO AMARILLO</b>	<b>MEDIA</b>	<b>DIF SIN/CON FILTRO</b>	<b>P-VALOR</b>
<b>1.0 c/g</b>	<b>SIN</b>	$1.83 \pm 0.21$	<b>-0.016</b>	<b>0.62</b>
	<b>CON</b>	$1.85 \pm 0.12$		
<b>1.7 c/g</b>	<b>SIN</b>	$1.83 \pm 0.19$	<b>0.028</b>	<b>0.37</b>
	<b>CON</b>	$1.80 \pm 0.18$		
<b>2.6 c/g</b>	<b>SIN</b>	$1.75 \pm 0.14$	<b>0.078</b>	<b>0.08</b>
	<b>CON</b>	$1.67 \pm 0.25$		
<b>4.2 c/g</b>	<b>SIN</b>	$1.60 \pm 0.21$	<b>0.078</b>	<b>0.07</b>
	<b>CON</b>	$1.52 \pm .21$		
<b>6.6 c/g</b>	<b>SIN</b>	$1.28 \pm 0.26$	<b>0.034</b>	<b>0.37</b>
	<b>CON</b>	$1.25 \pm 0.25$		
<b>10.4 c/g</b>	<b>SIN</b>	$0.93 \pm 0.30$	<b>0.04</b>	<b>0.30</b>
	<b>CON</b>	$0.89 \pm 0.28$		

En la figura 44 se presentan las funciones de sensibilidad al contraste logarítmica sin deslumbramiento en los pacientes LASIK sin y con filtro amarillo en condiciones de iluminación fotoópicas. Con el filtro amarillo, el grupo LASIK tuvo una sensibilidad al contraste sin deslumbramiento ligeramente inferior que sin filtro pero sin significación estadística.



**Figura 44:** Función de sensibilidad al contraste sin deslumbramiento en el grupo LASIK sin y con filtro amarillo en condiciones fotópicas. Las líneas verticales indican la desviación estándar.

### Con deslumbramiento

La tabla 33 muestra la sensibilidad al contraste logarítmica media con deslumbramiento en los pacientes LASIK sin y con la interposición del filtro amarillo en condiciones fotópicas de iluminación. El análisis de la “t” de Student para cada frecuencia espacial no encontró diferencias significativas entre la sensibilidad al contraste logarítmica sin y con el filtro amarillo. Es decir, el filtro amarillo no afectó a la sensibilidad al contraste fotópica con deslumbramiento de los pacientes LASIK.

**Tabla 33: Sensibilidad al contraste logarítmica con deslumbramiento en el grupo LASIK sin y con el filtro amarillo.**

<b>SENSIBILIDAD AL CONTRASTE FOTOÓPTICA CON DESLUMBRAMIENTO</b>				
<b>FRECUENCIA ESPACIAL</b>	<b>FILTRO AMARILLO</b>	<b>MEDIA</b>	<b>DIF SIN/CON FILTRO</b>	<b>P-VALOR</b>
<b>1.0 c/g</b>	<b>SIN</b>	1.80±0.02	0.014	0.63
	<b>CON</b>	1.78±0.14		
<b>1.7 c/g</b>	<b>SIN</b>	1.76±0.18	0.022	0.52
	<b>CON</b>	1.74±0.20		
<b>2.6 c/g</b>	<b>SIN</b>	1.62±0.19	0.012	0.60
	<b>CON</b>	1.61±0.21		
<b>4.2 c/g</b>	<b>SIN</b>	1.43±0.23	0.023	0.37
	<b>CON</b>	1.40±0.25		
<b>6.6 c/g</b>	<b>SIN</b>	1.16±0.28	0.048	0.19
	<b>CON</b>	1.11±0.32		
<b>10.4 c/g</b>	<b>SIN</b>	0.84±0.32	0.013	0.73
	<b>CON</b>	0.82±0.33		

Por último, cuando se evaluó las diferencias entre las discapacidades por deslumbramiento de los grupos LASIK sin filtro y LASIK con filtro los resultados no fueron estadísticamente significativos.



## **DISCUSIÓN**

---



Vistos los resultados obtenidos en las dos etapas de la investigación, a continuación se pasa a su valoración y comparación con los resultados publicados por otros autores en relación con los objetivos de la presente investigación.

## **1. DISCUSIÓN PRIMERA ETAPA DEL ESTUDIO**

### **1.1. Sensibilidad al contraste mesópica**

Los resultados obtenidos en los sujetos emétopes demostraron que el filtro amarillo permitió un aumento de la percepción de la luminosidad del contraste en condiciones de iluminación mesópica, y sugirieron que la preferencia subjetiva por los filtros amarillos no es enteramente una percepción psicológica.

En las condiciones mesópicas de iluminación del estudio, la sensibilidad al contraste presentó un descenso generalizado para todas las frecuencias espaciales con respecto al rango de normalidad fotópico establecido para el test Vistesch VCTS 6500 (Figura 10) (Ginsburg, 1984). Los valores medios de sensibilidad al contraste, para las frecuencias de 6, 12 y 18 ciclos/grado, se presentaron por debajo del límite inferior del rango fotópico, manteniéndose dentro de este límite inferior las frecuencias de 1.5 y 3 ciclos/grado (Tabla 4). Tales frecuencias espaciales de 1.5 y 3 ciclos/grado presentaron valores medios de sensibilidad más elevados que la frecuencia de 6 ciclos/grado, situación inversa a la que se presenta en condiciones fotópicas. Estos resultados coinciden con las afirmaciones realizadas por Walkey y Barbur (2006) sobre que la extensa sumación espacial de las señales de los bastones en condiciones mesópicas provocan una reducción de la sensibilidad al contraste y la resolución espacial. El máximo de sensibilidad al contraste se desplazó desde la frecuencia espacial media de 6 ciclos/grado, en condiciones fotópicas, a la frecuencia espacial baja de 3 ciclos/grado en condiciones mesópicas. Este desplazamiento se pudo explicar por la transición que se produce desde las condiciones de iluminación fotópica, donde los campos receptores de los conos son pequeños, a las condiciones escotópicas de iluminación donde los campos receptores de los bastones son más grandes y por lo tanto más sensibles a frecuencias espaciales más bajas (De Valois et al. 1974; Norton et al. 2002).



La sensibilidad al contraste mesópica con el filtro amarillo X-482 aumentó significativamente en las frecuencias espaciales de 1.5 y 6 c/g en los sujetos emétopes (tabla 6). Para las frecuencias espaciales altas de 12 y 18 c/g, la sensibilidad al contraste tuvo una tendencia ascendente pero sin diferencias significativas. Los resultados del estudio se compararon con aquellos obtenidos por Yap (1984), que investigó la sensibilidad al contraste bajo las mismas condiciones mesópicas ( $1 \text{ cd/m}^2$ ), monocularmente con un filtro amarillo de un corte aproximado de X-400, encontrando un aumento significativo de la sensibilidad al contraste solamente a la frecuencia espacial de 0.5 c/g. Para el resto de frecuencias espaciales, él estimó sus resultados como probablemente significativos. Sin embargo en condiciones de iluminación fotópica, él encontró diferencias significativas en todas las frecuencias espaciales excepto en 2 y 32 c/g. Yap (1984) llegó a la conclusión de que la sensibilidad al contraste mejoraba en la mayoría de las frecuencias espaciales en condiciones fotópicas; pero no lo hacía significativamente en condiciones mesópicas para la casi totalidad de las frecuencias espaciales.

En condiciones de iluminación fotópica, otros investigadores como Hovis y colaboradores (1989), encontraron aumentos de la sensibilidad al contraste en las frecuencias espaciales bajas y descensos para las frecuencias altas. Kinney y colaboradores, (1983<sub>a</sub>, 1983<sub>b</sub>) demostraron que el mayor beneficio sucede para las frecuencias medias de bajo contraste. Sin embargo, Kelly y colaboradores (1984) no encontraron aumento significativo ni disminución significativa cuando evaluaron la sensibilidad al contraste con filtros amarillos. Por otro lado, los resultados de Zigman (1990) presentaron descensos en el umbral de contraste, es decir, un aumento de la sensibilidad en las frecuencias espaciales altas.

Estudios más recientes como los de Wolffsohn y colaboradores (2000), no obtuvieron mejoras significativas en la sensibilidad al contraste cuando utilizaron redes sinusoidales blancas y negras; sin embargo cuando utilizaron redes blancas sobre azul, los filtros amarillos provocaron un aumento de la sensibilidad al contraste para el rango de frecuencias espaciales bajo y medio, debido a la absorción selectiva de la luz azul por parte de los filtros amarillos. Por consiguiente, aunque no existen resultados concluyentes sobre el efecto de los filtros amarillos en la sensibilidad al contraste de sujetos sanos, y los estudios llevados a cabo en condiciones mesópicas son bastantes escasos, en la mayoría de los estudios la mejora de la sensibilidad al contraste se presenta en las frecuencias bajas e intermedias.

En el caso de sujetos con enfermedades oculares, los resultados son más homogéneos y se han obtenido aumentos de la sensibilidad al contraste con un filtro amarillo en pacientes con baja visión (Leat et al. 1990) y degeneración retiniana (Leguire et al. 1993). Rosenblum y colaboradores (2000) encontraron un aumento de entre el 27% y el 34% en la sensibilidad al contraste para todas las frecuencias espaciales y una marcada reducción en la sensibilidad al deslumbramiento cuando interpusieron un filtro amarillo a pacientes con albinismo, catarata parcial, hipoxia macular y afaquia después de catarata congénita.

## **1.2. Agudeza visual de bajo contraste**

En condiciones mesópicas, el porcentaje de sujetos que alcanzaron la agudeza visual máxima descendió a medida que lo hizo el contraste, siendo el descenso de casi un 60% para el contraste del 5% (Tabla 8). Cuando el filtro amarillo se interpuso, la agudeza visual al 5% de contraste aumentó significativamente creciendo el porcentaje de sujetos (26.47%) que alcanzó la agudeza visual decimal de 1.2 (Tabla 10). Para los contrastes del 50%, 25% y 10%, también hubo un ligero aumento del número de sujetos que alcanzaron la agudeza visual máxima con el filtro amarillo.

Estos resultados podrían estar relacionados con aquellos presentados por Rabin y Weley (1996), que se realizaron bajo las mismas condiciones mesópicas pero sin interponer filtros amarillos, y en condiciones supraumbral con presentación simultánea de estímulos de banda ancha y amarillos. Cuando compararon letras Snellen gris de contraste variable sobre fondo blanco con test de letras Snellen amarillas sobre un fondo amarillo, ellos obtuvieron un aumento medio del 14% en la percepción del contraste con los tests de letras Snellen amarillas para los contrastes del 15% y del 7.4%. Ellos concluyeron que tal aumento se podría relacionar con la mejoría subjetiva a menudo informada cuando se utilizan los filtros amarillos. Cuando repitieron el examen con una pupila artificial de 3mm, el aumento medio fue más elevado con la pupila normal que con la pupila artificial sugiriendo que las diferencias de tamaño pupilar entre fondo blanco y amarillo pueden influir sobre la magnitud del efecto de mejora del contraste. Lo cual confirma los resultado obtenidos por Chung y Pease (1993), que encontraron que la pupila es mayor con luz amarilla que con luz blanca de

igual luminancia, sugiriendo que este efecto podría ser, en parte, la base del aumento perceptual con los filtro amarillos.

La influencia del filtro amarillo sobre el diámetro pupilar fue primeramente estudiada por Chung y Pease. (1999), encontrando que el diámetro pupilar es mayor cuando se interponen filtros amarillos. Este hecho estaba basado en la diferencia, bien conocida, entre la curva de sensibilidad espectral de la pupila ( $\lambda = 530\text{nm}$ ) (Alpern et al. 1962) y la curva de sensibilidad luminosa fotópica del ojo ( $\lambda_{\text{max}} = 555\text{nm}$ ), siendo la pupila relativamente más sensible a las longitudes de onda corta que lo indicado en la curva de luminosidad fotópica ( $V\lambda$ ). Sin embargo, recientemente se ha publicado que el tamaño pupilar es independiente de la longitud de onda para todas las luminancias de adaptación desde fotópicas a mesópicas (Werner, 2003).

### **1.3. Sensibilidad luminosa diferencial**

El incremento de la percepción de luminosidad en la función visual se midió mediante la valoración de la sensibilidad luminosa diferencial (SLD) y con la interposición del filtro amarillo en condiciones ambientales mesópicas, obteniendo claras diferencias significativas en el área total de la retina central ( $30^\circ$ ), siendo el incremento de casi un decibelio en el área macular. De esta manera se probó, por medio de un método psicofísico diferente, el aumento de la percepción de luminosidad inducido por el filtro amarillo. Este resultado está de acuerdo con investigaciones anteriores que utilizaron otros métodos (Kinney et al. 1983<sub>b</sub>; Kelly, 1990; Wolffsohn et al. 2000).

Los filtros amarillos estudiados en los trabajos mencionados ahora y anteriormente presentaban diferentes cortes de absorción, densidades y una absorción casi total de la luz de longitud de onda corta, pero no tenían un tratamiento antirreflejante. De hecho, el principio de estos tratamientos consiste en suprimir la luz reflejada residual y tratar los efectos interferenciales de las capas suplementarias. La energía no reflejada se transmite en la cadena de ondas refractadas y el poder de transmisión de la lente aumenta.

Diversas teorías han sido expuestas para explicar el incremento de luminosidad inducido por los filtros amarillos. Kinney y colaboradores (1983<sub>b</sub>) encontraron que la reducción de la luz dispersada de longitud de onda corta por la interposición de un filtro amarillo, en comparación con filtros neutros, produce un tiempo de reacción menor para el rango intermedio de las frecuencias espaciales, es decir, aquellas a las que el ojo humano es más sensible y, particularmente, para los contrastes más bajos de estas frecuencias. Kinney y colaboradores (1983<sub>b</sub>) sugirieron que si la percepción de la luminosidad depende de la actividad conjunta de los canales acromático y cromático, los filtros amarillos proveen una luminosidad extra debido a una reducción en los componentes oponentes de los canales cromáticos en la percepción luminosa, causando una respuesta fisiológicamente mayor que la respuesta sin filtro, y en consecuencia se contabiliza por un aumento en luminosidad.

Otra explicación fue la expuesta por Kelly (1990), quién encontró que el inicio de mejora de la percepción de luminosidad con los filtros amarillos coincide con el umbral cromático, y el punto final coincide con la estimación psicofísica de la saturación de los bastones. Es decir, la percepción del aumento de luminosidad con los filtros amarillos es mediada, en gran parte, por la contribución de las señales de los bastones a las vías cromáticas. Sus resultados indicaron que la percepción de luminosidad con los filtros amarillos fue un 40% más elevada que con lentes de densidad neutra, cuando la extensión espacial del estímulo excedía la fovea. Sin embargo, los filtros amarillos no tuvieron efecto significativo cuando la estimación de la luminosidad la hicieron durante la meseta de los conos de la curva de adaptación a la oscuridad, cuando los bastones pero no los conos, estaban inactivos por el blanqueamiento. Kelly (1990) concluye que el aumento de la percepción luminosa producida por los filtros amarillos es en parte mediado por la contribución de las señales de los bastones a las vías cromáticas.

Sin embargo, de acuerdo con los actuales modelos de visión del color, la luminosidad se considera como una integración de los tres tipos de señales visuales procedentes de los canales cono-acromático, cono-cromático y el canal bastón –acromático (Sagawa, 2006). A niveles fotópicos, el sistema de bastones se encuentra inactivo para la visión, y las señales acromáticas y cromáticas del sistema de conos son integradas para generar luminosidad. En el canal cromático, hay dos mecanismos oponentes al color correspondientes a las señales oponentes rojo/verde (R/G) y azul/amarillo (B/Y), ambas se consideran que contribuyen a la

luminosidad. A niveles mesópicos la señal acromática de los bastones, que es responsable del efecto Purkinje, se añade también, y los tres tipos de señales se integran, con contribuciones relativamente diferentes dependiendo del nivel de luminancia, para generar luminosidad. Aunque el problema es determinar como se combinan estas señales (Sagawa, 2006).

El incremento de la percepción de luminosidad con el filtro amarillo hallado en esta investigación encuentra su confirmación en estudios más recientes al demostrar que una mayor extensión del pigmento macular, o filtro amarillo natural del ojo, en áreas alrededor de la mácula produce una reducción casi uniforme en la cantidad de luz azul que alcanza la retina desde el centro hasta  $\pm 4^\circ$  de excentricidad (Rodríguez-Carmona et al. 2006). Kvensakul y colaboradores (2004) propusieron que si el pigmento macular redujera selectivamente la efectividad negativa de las señales de los bastones, la visión mediada por las superiores características de los conos podría ser mantenida a través del rango mesópico en una pequeña región central del campo visual donde las señales de los bastones son menos numerosas, y la densidad del pigmento macular es mayor. La evidencia de esta hipótesis la encontraron al aumentar la densidad del pigmento macular en la fovea y hasta  $2.5^\circ$ , obteniendo una disminución significativa de los umbrales de contraste de agudeza, medidos con una luminancia de fondo de  $1 \text{ cd/m}^2$  donde las señales de los conos y bastones son efectivas. Además, obtuvieron también una tendencia al descenso de las aberraciones del frente de onda y de la dispersión de luz en el ojo en condiciones mesópicas de iluminación (Kvensakul et al. 2006).

En este sentido, los beneficios del filtro de luz azul natural del ojo o pigmento macular apoyan los resultados de la presente investigación en el rango de iluminación mesópica. El efecto del filtro amarillo indujo el aumento de la sensibilidad al contraste, de la agudeza de bajo contraste, y de la percepción luminosa. Estos hallazgos dan convincente evidencia de que el uso del filtro amarillo puede mejorar significativamente la función visual de sujetos emétopes sanos cuando el ambiente de iluminación es bajo.

## 2. DISCUSIÓN SEGUNDA ETAPA DEL ESTUDIO

### 2.1. Sensibilidad al contraste mesópica

El principal hallazgo de la segunda parte del estudio fue que el uso del filtro amarillo indujo un aumento de la percepción luminosa del contraste sin deslumbramiento en los sujetos miopes operados de cirugía refractiva LASIK en el nivel mesópico de iluminación. La media de la sensibilidad al contraste logarítmica sin deslumbramiento aumentó significativamente cuando el filtro amarillo se interpuso en los pacientes LASIK en condiciones mesópicas (Figura 41). Hasta ahora, no existen otras investigaciones que hayan intentado optimizar la función visual mesópica post-cirugía LASIK con ayudas visuales como pueden ser los filtros amarillos. Esto impide que el hallazgo de la presente investigación se pueda comparar con otros estudios.

La función de sensibilidad al contraste (CSF) mide la sensibilidad al contraste del sistema visual completo, con sus componentes ópticos y neuronales. Como solo la óptica del ojo ha sido modificada por la cirugía LASIK, la mayor parte de la disminución de la sensibilidad al contraste que se podría encontrar en sujetos operados se puede atribuir solo al cambio en el sistema óptico, y más específicamente al cambio de la función de transferencia de modulación (MTF) del ojo. Sin embargo, Marcos y colaboradores (2001) encontraron que la función de sensibilidad al contraste sufría una degradación ligeramente mayor que la MTF después del LASIK. Ellos argumentaron que podría ser debido al hecho de que los cálculos de la MTF estuvieran basados en las aberraciones monocromáticas mientras que la función de la sensibilidad al contraste habría sido medida en luz policromática, o bien atribuible a otros factores más allá de las aberraciones, tal como el haze corneal y el diámetro pupilar. En ojos normales, se ha demostrado que las aberraciones de onda disminuyen la variabilidad en la MTF a través de las longitudes de onda cuando un ojo está solo sometido a aberración cromática longitudinal (McLellan et al. 2002). Así, nuestro filtro amarillo habría contribuido a reducir la aberración cromática y la dispersión de luz dentro del ojo mejorando la MTF y por tanto la función de sensibilidad al contraste.

Estudios más recientes de Marcos (2005) revelan la existencia de un incremento del error cuadrático medio del frente de onda (RMS) de tercer orden y superior para la aberración esférica después de la cirugía LASIK. El mayor incremento en el RMS se produce sobre las aberraciones de la cara anterior de la córnea. Los cambios operados en las aberraciones internas indican una ligera modificación de la cara posterior corneal con la cirugía. La degradación del contraste producida por el incremento de las aberraciones, medida en términos de la frecuencia espacial de la imagen, guarda correlación con una degradación de la sensibilidad al contraste medida subjetivamente en estos sujetos. El incremento de la aberración esférica guarda, a su vez, una estrecha correlación con el error esférico corregido, y se asocia a un incremento de la asfericidad corneal. Chalita y colaboradores (2003) encontraron una correlación significativa entre la cantidad de aberración esférica después de la cirugía LASIK y los síntomas de halos y ráfagas en estrella.

Con la interposición del filtro amarillo y en condiciones mesópicas, el porcentaje de pacientes LASIK que discriminó el nivel más alto de sensibilidad al contraste logarítmica sin deslumbramiento aumentó hasta un 22%. (Tabla 24). Sin embargo, ningún paciente LASIK pudo alcanzar el nivel más bajo de umbral de contraste mesópico sin filtro. Este efecto positivo del filtro amarillo en la percepción del contraste de los pacientes LASIK confirma los hallazgos encontrados en este estudio en sujetos emétopes.

Con deslumbramiento, la media de la sensibilidad al contraste mesópica tuvo una tendencia ascendente cuando el filtro amarillo se interpuso en el grupo LASIK, pero no se establecieron diferencias estadísticamente significativas. Sin embargo, el filtro amarillo redujo en un 11% el número de pacientes LASIK que no pudo discriminar ningún contraste cuando estaba presente la fuente de deslumbramiento (Tabla 25).

Aún habiendo pasado más de un año de la cirugía refractiva, se observó que el grupo LASIK tuvo un descenso significativo, de casi la mitad, de la sensibilidad al contraste sin deslumbramiento con respecto al grupo Control en condiciones mesópicas. Holladay y colaboradores (1999) encontraron resultados similares, con pérdidas significativas en la sensibilidad al contraste mesópica de pacientes que habían sido intervenidos de cirugía LASIK seis meses antes, utilizando letras de 20/200, tamaño similar al utilizado en el presente estudio. Estos investigadores llegaron a la conclusión de que una visión funcional reducida y con pupila grande en condiciones mesópicas se debe al cambio en la asfericidad de la cornea

que pasa a perfil oblata después de la cirugía LASIK. Para condiciones mesópicas de 3 cd/m<sup>2</sup>, Lee y colaboradores (2003) también encontraron una reducción significativa de la sensibilidad al contraste medida con el test MCT 8000 (Vistech Consultants, Inc), para todas las frecuencias espaciales excepto para 18 ciclos/grado, en pacientes LASIK de moderada miopía con un post-operatorio medio de 13.6 meses y una zona de ablación de 6.5 mm. Sin embargo, en condiciones mesópicas de 5, 2.5 y 0.1 cd/m<sup>2</sup>, otros autores han manifestado que la cirugía LASIK con una zona de ablación de 6 mm y de transición de 7 mm, induce solo una reducción significativa de la sensibilidad al contraste a frecuencias espaciales altas, medida con el test F.A.C.T. (Stereo Optical, Chicago, IL) a los seis meses de la cirugía (Montes-Micó et al. 2003).

Hasta ahora, no hay acuerdo sobre las condiciones mesópicas apropiadas que deben usarse en los exámenes clínicos para verificar la calidad de la visión después de la cirugía refractiva. Los trabajos de investigación realizados hasta ahora utilizan diferentes niveles de iluminación, y esta situación indica la imposibilidad de comparar de una forma precisa los resultados de ésta y otras investigaciones (Fan-Paul et al. 2002). Las condiciones de iluminación mesópica utilizadas en el presente estudio respondieron a las que se presentan en las carreteras por la noche, es decir, desde 0.3 a 2 cd/m<sup>2</sup> (Eloholma et al. 2006), y en el interior de un coche en una calle iluminada que es aproximadamente de 1 cd/m<sup>2</sup>. Por lo tanto, los resultados de esta investigación sugieren que la medida de la función visual antes y después de la cirugía refractiva debería considerar las condiciones mesópicas que se presentan en la conducción nocturna, por ser una de las tareas visuales más común y exigente del ser humano.

Cuando la iluminación disminuye la pupila se dilata, aumentando la contribución de las aberraciones y disminuyendo la profundidad de foco. Por tanto se podría pensar que el tamaño de la pupila juega un papel importante en las “alteraciones de la visión nocturna” (Holladay et al. 1999; Hong et al. 2000; Lee et al. 2003). Sin embargo, no existen estudios clínicos que demuestren una relación persistente entre tamaño pupilar y las “alteraciones de la visión nocturna” cuando la cirugía LASIK se ha realizado con una zona óptica de ablación de 6.0 mm o superior (Probst, 2004). Por otra parte, con zonas ópticas de 5.0 mm algunos estudios muestran una gran incidencia de las “alteraciones de la visión nocturna” (O'Brart et al. 1996; O'Brart et al. 1995).



Otros estudios sobre los efectos de la pupila en la visión nocturna, indicaron que el tamaño de la pupila no estaba correlacionada significativamente con el deslumbramiento o con halos en pacientes post-LASIK con una topografía “uniforme” y un diámetro pupilar hasta 7.0 mm cuando la ablación óptica utilizada fue de 6.5 mm (Lee et al. 2003). En el estudio más riguroso que existe en la actualidad con 798 pacientes consecutivos (1488 ojos), Pop y Payette (2004) encontraron que las “alteraciones de la visión nocturna” estaban significativamente relacionadas con el grado de corrección esférica, la edad, la zona óptica, y el equivalente esférico, pero no estaban relacionadas con el tamaño pupilar. Probst (2004) comenta que seguramente todos los cirujanos refractivos tendrán pacientes con “alteraciones de la visión nocturna” y pupilas grandes, pero también tendrán pacientes con pupilas grandes y sin alteraciones de la visión nocturna, al igual que habrá pacientes con pupilas pequeñas y numerosas alteraciones nocturnas. La escasa correlación del tamaño pupilar con las “alteraciones de la visión nocturna” encontrada hasta ahora por los investigadores, puede ser debido a que no existen criterios comunes para definir y medir las “alteraciones de la visión nocturna” después de la cirugía LASIK.

En cuanto a los resultados sobre el efecto del filtro amarillo sobre la discapacidad por deslumbramiento, en este trabajo no se encontraron diferencias significativas entre las medias de la discapacidad por deslumbramiento del grupo LASIK sin filtro y con filtro, ni entre los grupos Control y LASIK sin filtro, ni grupo Control y LASIK con filtro. Este resultado sugiere que la gran pérdida de sensibilidad al contraste mesópica en el grupo LASIK, respecto al grupo Control, fue similar sin y con deslumbramiento. El deslumbramiento no provocó una mayor pérdida de sensibilidad al contraste, quizás debido a la miosis pupilar inducida por el deslumbramiento.

Hay escasos datos sobre los efectos de la discapacidad por deslumbramiento en los pacientes intervenidos de cirugía LASIK en condiciones mesópicas, ya que la mayoría de los estudios solo informan de que los pacientes se quejan de deslumbramiento nocturno después del LASIK. Hasta ahora, los métodos y condiciones de medida del deslumbramiento han sido diversos, y no permiten una comparación precisa con los resultados del presente estudio. Como ya consideraron en su día Fan-Paul y colaboradores (2002), los términos deslumbramiento y discapacidad por deslumbramiento a menudo se confunden en la literatura. El deslumbramiento es un término físico que se refiere a la fuente de

deslumbramiento. Y la discapacidad por deslumbramiento se define como un descenso subjetivo de la sensibilidad al contraste inducido por una fuente periférica de deslumbramiento dispersada por los medios oculares, y que da como resultado una degradación de la imagen retiniana.

El Danasoury y colaboradores (1998) publicaron que una proporción elevada de pacientes, con zona de ablación única, manifestaron tener deslumbramiento a los seis meses de la cirugía LASIK. Los investigadores presentaron a los pacientes un cuestionario sobre los síntomas que presentaban de deslumbramiento, y después se les enseñó a caracterizar como veían en la oscuridad un punto luminoso (halos, distorsión, etc) dibujando lo que veían en una rejilla de Amsler. Cuando Knorz y colaboradores (1999) midieron la visión mesópica con deslumbramiento con el Nyktometer (Rodenstock), llegaron a la conclusión de que, con más de un año de post-operatorio, la cirugía LASIK parece causar una reducción de la visión mesópica en condiciones de deslumbramiento en pacientes con error refractivo superior a -5.00 dioptrías. Más recientemente, Lee y colaboradores (2003) encontraron que al medir la sensibilidad al contraste nocturna con el test MCT 8000 (Vistech Consultants, Inc) con una luminancia de 3 cd/m<sup>2</sup> y una fuente deslumbrante central de 75 lux, los miopes hasta -7D tenían una sensibilidad al contraste nocturna reducida con deslumbramiento a la mayoría de las frecuencias espaciales tras un post-operatorio LASIK de 13.6 meses. Ellos aceptan que el impacto del LASIK no se puede atribuir solo al cambio de curvatura de la córnea anterior, sino también a la dispersión de luz provocada por las células epiteliales proliferantes, a los queratocitos activados, y a la matriz extracelular.

El Mesotest II utilizado en esta investigación, ha sido usado anteriormente por otros investigadores solamente para evaluar el efecto de la queratectomía fotorrefractiva (PRK) en la sensibilidad al contraste mesópica sin y con deslumbramiento. En la presente investigación se ha encontrado que el 70% de los pacientes del grupo LASIK (Tabla 27) alcanzaron el límite de contraste mesópico sin deslumbramiento de 1:5 recomendado por la guía de la Sociedad Alemana de Oftalmología (DOG) para la conducción nocturna (Harms et al. 1984), y un 49% lo alcanzó con la presencia de la fuente de deslumbramiento. Schlote y colaboradores (1997) informaron de una proporción más pequeña de pacientes que alcanzaron el nivel de contraste de 1:5 del Mesotest II (46% en ausencia de deslumbramiento y un 35% con deslumbramiento) después de 15 meses de haberse sometido a cirugía PRK. Nagy y

colaboradores (2002) obtuvieron mejores resultados en la sensibilidad al contraste mesópica sin y con deslumbramiento medida con el Mesotest II después de 12 meses de la cirugía PRK, habiendo aplicado un diámetro de ablación de 6.5 mm en lugar de 5.0 mm. En la presente investigación, la interposición del filtro amarillo mostró un aumento (8% sin deslumbramiento y del 7% con deslumbramiento) del porcentaje de pacientes que pudieron alcanzar el límite de contraste mesópico de 1:5.

## **2.2. Sensibilidad al contraste fotópica**

En condiciones de iluminación fotópicas y sin deslumbramiento, los resultados de la sensibilidad al contraste logarítmica en el grupo LASIK no indicaron diferencias significativas sin y con el filtro amarillo (Figura 44). Tampoco, el filtro tuvo ningún efecto significativo en la sensibilidad al contraste con la presencia de la fuente de deslumbramiento (Tabla 33). Los resultados de la presente investigación están de acuerdo con los obtenidos por Shadenkov y colaboradores (1999), que no observaron mejoría de la sensibilidad al contraste fotópica, medida con ondas sinusoidales computerizadas, en pacientes intervenidos de cirugía PRK sin haze corneal cuando se les interpuso un fotofiltro amarillo claro con tratamiento antirreflejante. Sin embargo, los pacientes que tenían haze corneal, mostraron un aumento de la sensibilidad al contraste fotópica en el rango de las frecuencias espaciales medias (2.8 hasta 9.0 ciclos/grado), pero sin cambios en el rango de las frecuencias bajas y altas. Los autores llegan a la conclusión de que los fotofiltros amarillos reducen los efectos del aumento de las aberraciones y del haze corneal de varios grados, y además mejoran la visión subjetiva.

La sensibilidad al contraste sin deslumbramiento fue similar en los grupos LASIK y Control en condiciones fotópicas de iluminación. Estos resultados son consistentes con aquellos obtenidos por Mutayala y colaboradores (2000), que informaron de una disminución de la sensibilidad al contraste fotópica, medida con el sistema CSV 1000 (Vector Vision, Dayton, OH), solo a la frecuencia espacial de 12 ciclos/grado, al menos 3 meses después de la cirugía LASIK, en pacientes con un equivalente esférico de entre -1.25 hasta -6.00 D de miopía preoperatoria y zona de ablación de 6 mm. La sensibilidad al contraste del resto de frecuencias espaciales e incluso el descenso observado a 12 ciclo/grado estuvieron, dentro del rango normal cuando se compararon con los resultados de sujetos control sanos (Arend et al.

1997). También con el sistema CSV 1000 (Vector Vision, Dayton, OH), Pérez-Santonja y colaboradores (1998) encontraron que la sensibilidad al contraste fotópica, para todas las frecuencias espaciales, recuperaba los valores preoperatorios a los tres meses de la cirugía LASIK en pacientes con un rango de miopía preoperatoria de -6 D a -19.5 D. Chan y colaboradores (2002) y Montes-Micó y Charman (2002) tampoco encontraron descensos en la sensibilidad al contraste fotópica a ninguna frecuencia espacial a los 12 meses y 6 meses después de la cirugía LASIK, respectivamente. Sin embargo, Lee y colaboradores (2003) encontraron un descenso significativo de la sensibilidad al contraste fotópica, medida con el test MCT 8000 (Vistech Consultants, Inc), para las frecuencias espaciales de 1.5, 3, 6 y 12 ciclos grado, excepto para la de 18 ciclos/grado, a los 13.6 meses después del LASIK en ojos con una miopía preoperatoria de hasta -7 D, topografía córneal uniforme y zona de ablación de 6.5 mm.

Con respecto a la discapacidad por deslumbramiento fotópica en el grupo LASIK, los resultados no mostraron empeoramiento significativo cuando se compararon con los valores obtenidos para el grupo Control (Tabla 30). Utilizando el Brightness Acuity Tester (BAT) y midiendo la agudeza visual, el estudio de Sano y colaboradores (2000) encontró una discapacidad por deslumbramiento mayor a los 3 meses de la cirugía LASIK. Existe una información limitada sobre los efectos del LASIK en la discapacidad por deslumbramiento fotópico, por lo que no se pueden comparar los resultados de esta investigación, en parte debido a la confusión existente entre los términos de deslumbramiento y discapacidad por deslumbramiento.

La mayoría de los estudios existentes solo analizan el efecto del deslumbramiento comparando la función visual pre y post-LASIK (sensibilidad al contraste o agudeza visual) con deslumbramiento, o comparando grupos Control y LASIK. Si, como otros autores han hecho, se compara los resultados de la sensibilidad al contraste logarítmica fotópica con deslumbramiento entre los grupos Control y LASIK, no se encuentran diferencias significativas. Holladay y colaboradores (1999) informaron que el umbral de contraste fotópico con deslumbramiento (Brightness Acuity Tester medio y alto) retorna a su línea base a los 6 meses después de la cirugía LASIK. Además, Ghaith y colaboradores (1998) no encontraron reducción significativa en la sensibilidad al contraste con deslumbramiento fotópico, medido con el Brightness Acuity Tester, a los seis meses de la queratectomía radial

(RX) y la queratectomía fotorrefractiva (PRK). Cochener y colaboradores (2001), sin embargo, encontraron que la agudeza visual compensada con deslumbramiento estaba alterada en el grupo LASIK dos años después de la cirugía.

Teniendo en cuenta que la cirugía refractiva puede llegar a ser una importante cuestión de salud pública (Fan-Paul et al. 2002) debido a que la mayoría pacientes ahora son jóvenes o de mediana edad, y que un cierto porcentaje desarrollará anticipadamente cataratas o degeneración macular senil (Maguire, 1994), los resultados del presente estudio sugieren que los filtros amarillos pueden ser beneficiosos en condiciones nocturnas, optimizando la función visual después de la cirugía LASIK en sujetos con “alteraciones de la visión nocturna” o en aquellos con requerimientos visuales especiales para su profesión.

## **CONCLUSIONES**

---



## CONCLUSIONES

De los resultados obtenidos en el presente trabajo de investigación, de su discusión e interpretación en relación con aportaciones anteriores sobre el tema de investigación, pueden deducirse las siguientes conclusiones:

1. En los sujetos emétopes la interposición del filtro amarillo en condiciones de iluminación mesópica provocó un aumento significativo de la sensibilidad al contraste para las frecuencias espaciales bajas de 1.5 ciclos/grado e intermedias de 6 ciclos/grado.
2. Con la interposición filtro amarillo, los sujetos emétopes experimentaron un aumento significativo de la agudeza visual de bajo contraste para el nivel del 5% de contraste en condiciones de iluminación mesópica.
3. Los sujetos emétopes tuvieron un aumento significativo de la percepción de luminosidad, al incrementar el filtro amarillo la sensibilidad luminosa diferencial en la retina central (30°).
4. Los sujetos miopes operados de cirugía refractiva LASIK, con un post-operatorio superior al año, mostraron una reducción del 50% en la sensibilidad al contraste mesópica sin y con deslumbramiento.
5. En los pacientes LASIK no hubo discapacidad por deslumbramiento probablemente debido a la disminución de la sensibilidad al contraste mesópica sin deslumbramiento que previamente existía y que se aproximó a la obtenida con deslumbramiento.
6. La interposición del filtro amarillo en los pacientes LASIK, aumentó significativamente la sensibilidad al contraste mesópica sin deslumbramiento. Sin embargo, el aumento que se produjo con deslumbramiento no fue significativo.



7. Con el filtro amarillo y en condiciones mesópicas sin deslumbramiento, el porcentaje de pacientes LASIK que discriminó el nivel más alto de sensibilidad al contraste aumentó en un 22%. Además, el filtro amarillo redujo en un 11% el número de pacientes LASIK que no pudo discriminar ningún contraste cuando estaba presente la fuente de deslumbramiento.
8. Con la interposición del filtro amarillo, la discapacidad por deslumbramiento mesópica en el grupo LASIK fue semejante a la del grupo Control.
9. La interposición del filtro amarillo aumentó el porcentaje de pacientes, un 8% sin deslumbramiento y un 7% con deslumbramiento, que pudieron alcanzar el límite de contraste mesópico de 1:5 recomendado por la Sociedad Alemana de Oftalmología (DOG) para la conducción nocturna.
10. La sensibilidad al contraste fotópica sin y con deslumbramiento de los pacientes LASIK y su discapacidad por deslumbramiento fueron similares a las del grupo Control.
11. La interposición del filtro amarillo no tuvo un efecto significativo sobre la sensibilidad al contraste fotópica de los pacientes LASIK, tanto sin deslumbramiento como con deslumbramiento, y tampoco modificó su discapacidad por deslumbramiento.
12. El uso de los filtros amarillos con tratamiento antirreflejante aumenta la calidad de la función visual de sujetos emétropes en el rango mesópico de iluminación y mejora la sensibilidad al contraste mesópica de sujetos miopes operados de cirugía refractiva LASIK. Estos filtros pueden ser beneficiosos durante la conducción nocturna y en aquellos sujetos con requerimientos especiales para su profesión.

## **BIBLIOGRAFÍA**

---



## 7. BIBLIOGRAFÍA

- Akashi Y, Rea MS. Perypheral detection while driving under a mesopic light level. *Journal of the Illuminating Engineering Society* 2002; 31: 85-93.
- Alferdinck JW. Target detection and driving behaviour measurements in a driving simulator at mesopic light levels. *Ophthal Physiol Opt* 2006; 26(3): 264-280.
- Alpern M, Campbell FW. The spectral sensitivity of the consensual light reflex. *J Physiol (Lond)* 1962; 164: 478-507.
- American Academy of Ophthalmology. Contrast sensitivity and glare testing in the evaluation of anterior segment disease. *Ophthalmology* 1990; 97: 1233-237.
- Anderson DR. *Perimetry with and without Automation*. St Louis: Mosby, 1987.
- Apkarian P, Tijssen R, Spekreijse H, Regan D. Origin of notches in CSF: Optical or neural?. *Invest Ophthal Visual Sci* 1987; 28: 607-612. .
- Archambault P, Haegerstrom-Portnoy G, Jampolsky A, Colenbrander A, Brabyn J. Reading performance in age-related maculopathy (abstract). *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1990; 31(suppl): 416.
- Arden GB, Jacobson JJ. A simple grating test for contrast sensitivity: preliminary results indicate value in screening for glaucoma. *Invest Ophththalmol Vis Sci* 1978; 17: 23-25.
- Arden GB. Testing contrast sensitivity in clinical practice. *Clin Vision Sci* 1988; 2:213-224.
- Arend O, Remky A, Evans D, et al. Contrast sensitivity loss in coupled with capillary dropout with diabetes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997; 33: 1819-1824.
- Armaly MF, Ocular pressure and visual fields: A ten year follow-up study. *Arch Ophthalmol* 1969; 81: 25-40.
- Ariyasu R, Lee P, Linton K, et al. Sensitivity, specificity, and predictive values of screening tests for eye conditions in a clinic-based population. (See comments). *Ophthalmology* 1996; 103: 1751-1760.

- Arnulf A, Dupuy O. La transmisión des contrastes par le système optique de l'oeil et les seuils de contrastes rétinienes. *Comptes Rendus Hebdomadaires des Séances de l'academie des Sciences*, Paris 1960; 250: 2757-59.
- Artal P, Santanarúa J, Bescós J. Phase-transfer function of the human eye and its influence on point-spread function and wave aberration. *J Opt. Soc. Am. A* 1988; 5: 1791-95.
- Artal P, Ferro M, Miranda I, Navarro R. Effects of aging in retinal image quality. *J Opt. Soc. Am. A* 1993; 10: 1656-62.
- Artal P, Marcos S, Navarro R, Williams DR, "Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality", *J Opt. Soc. Am. A* 1995a; 12, 195-201.
- Artal P, Iglesias I, Lopez-Gil N, Green D.G, "Double-pass measurements of the retinal image quality with unequal entrance and exit pupils sizes and the reversibility of the eye's optical system", *J. Opt. Soc. Am. A* 1995b; 12, 2358-66.
- Atchison DA. Effect of focus on visual field measurement. *Ophthalmol Physiol Opt* 1987; 259-265.
- Atchison DA, Woods RL, Bradley A. Predicting the effects of optical focus on human contrast sensitivity. *J Opt Soc Am A* 1998; 15: 2536-44.
- Aulhorn E, Harms H. Visual perimetry. In Jameson D, Hurvich LM (eds), *Handbook of Sensory Physiology* 1972, vol 7. Berlin: Springer-Verlag.
- Bailey IL, Bullimore MA. A new test for the evaluation of disability glare. *Optom Vis Sci* 1991; 68(12): 911-917.
- Bailey IL, Raasch TW, Koh P, Hetland M, Park A, Contour interaction with high and low contrast charts. *Tech Dig of Topical Meeting on Non-Invasive Assessment of the Visual System*, Optical Society of America, Washington, D.C. 1993; 3: 228-31.
- Bailey IL, Simplifying contrast sensitivity testing (abstract). *Amer J Optom Physiol Opt* 1982; 59 (suppl): 12p.
- Bailey IL. Visual acuity. In Benjamin, WF, ed. *Borish's Clinical Refraction*. Orlando, FL: WB Saunders Co; 1998:179-202.

- Bailey JE. Absolute threshold of vision. The psychophysical measurement of visual function (Norton TT, Corliss DA, Bailey JE, eds). Butterworth Heinemann, 2002: 35-53.
- Bailey M, Walline J, Mitchell GI, Zadnik K. Visual acuity in contact lens wearers. *Optometry and vision science* 2001; 78:10.
- Balcer LJ, Baier ML, Cohen JA, Kooijmans MF, Sandrock AW et al. Contrast letter acuity as a visual component for the Multiple Sclerosis Functional Composite. *Neurology* 2003; 61: 1367-1373.
- Banks MS, Geisler ES, Bennett PJ. The physical limits of grating visibility. *Vision Res* 1987; 27: 1915-1924.
- Banks MS, Sekuler AB, Anderson SJ. Peripheral spatial vision: limits imposed by optics, photoreceptors, and receptor pooling. *J Opt Soc Am A* 1991; 8: 1775-1787.
- Barbur JL. Reaction-time determination of the latency between visual signals generated by rods and cones. *Ophthalmic Physiol Opt.* 1982; 2: 179–185.
- Barlow HB, Fitzhough R, Kuffler SW. Change of organization in the receptive fields of the cat's retina during dark adaptation. *J Physiol* 1957; 137: 338-354.
- Bebié H: Computerized techniques of visual field análisis. In: Drance SM, Anderson DR eds. *Automated perimetry in glaucoma. A practical guide.* Orlando: Grune & Stratton, 1985; 147-160.
- Bedell HE. Spatial. acuity. Inc: The psychophysical measurement of visual function (Norton TT, Corliss DA, Bailey JE, eds). Butterworth Heinemann, 2002: 105-136.
- Benedetto MD, Cyrlin NM. The effect of refractive correction on automated perimeter thresholds. *Doc Ophthalmol Proc* 1986: Series: 42:563-67.
- Bierman E O. Tinted lenses in shooting. *Am J Ophthalmol* 1952; 35: 859-860.
- Bleeker JC, van Best JA, Vrij L, et al. Autofluorescence of the lens in diabetic and healthy subjects by fluorophotometry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1986; 27: 791-794.
- Bodis-Wollner I. Vaisual acuity and contrast sensitivity in patients with cerebral lesions. *Science* 1972; 178: 769-771.

- Bone RA, Landrum JT, Cains A. Optical density spectra of the macular pigment in vivo and in vitro. *Vision Res* 1992; 32: 105-110.
- Bores LD, Myers W. Cowden Radial keratotomy: an analysis of the American experience. *Annals of Ophthalmology* 1981; 13 ( 8): 941-948.
- Born M, Wolf E. Principles of optics. Pergamon Press 1987.
- Bouma H, Visual recognition of isolated lower-case letters. *Vision Res* 1971; 11: 459-474.
- Bour LJ. MTF of the focused optical quality of the human eye for incoherent monochromatic light. *J Opt Soc Am* 1980; 70: 321-28.
- Bour LJ, Apkarian P. Selective broad-band spatial frequency loss in contrast sensitivity functions. *Invest Ophthal Visual Sci* 1996; 37: 2475-84. .
- Boxer Wachler BS, Krueger RR. Normalized contrast sensitivity values. *J Refract Surg* 1998; 14: 463-466.
- Brenton EA, Phelps CD. The normal visual field on the Humphrey field analyzer. *Ophthalmologica* 1986; 193: 56-74.
- Brown B, Lovie-Kitchin JE. High and low contrast acuity and clinical contrast sensitivity tested in a normal population. *Optom Vision Sci* 1989; 66: 467-73.
- Calver RI, Cov MJ, Elliot DR. Effect of aging on the monochromatic aberrations of the human eye. *J Opt Soc Am A* 1999; 16: 2069-78.
- Campbell FJ, Robson J. Application of Fourier analysis to the visibility of gratings. *J Physiol* 1968; 197: 551. Esta bien
- Campbell FW, Green DG. Optical and retinal factors affecting visual resolution. *J Physiol (Lond)* 1965; 181: 576-93.
- Campbell FW, Gubisch RW. Optical quality of the human eye. *J Physiol (Lond)* 1966; 186: 558-78.
- Chalita MR, Xu M, Krueger RR. Correlation of aberrations with visual symptoms using wavefront analysis in eyes after laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 2003; 19: S682-S686.
- Chan JW, Edwards MH, Woo GC, Woo VC. Contrast sensitivity after laser in situ keratomileusis, one-year follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28 (10): 1774-79.

- Charman WN. Limits on visual performance set by the eye's optics and the retinal cone mosaic. In Cronly-Dillon (Ed). Vision and Visual Dysfunction 1991; 5: 81. London: Macmillan Press.
- Cheng AS, Vingrys AJ. Visual losses in early age-related maculopathy. Optom Vision Sci 1993; 70: 89-96.
- Chung S, Pease PL. Effect of yellow lenses on pupil size. Optom Vision Sci 1993 (Suppl.); 70: 136.
- Chung S, Pease PL. Effect of yellow filters in pupil size. Optom Vis Sci 1999; 76: 59-62.
- CIE (1926) Proceedings 1924, Cambridge University Press, Cambridge. pp.67.
- CIE (1951) Proceedings 1951, Central Bureau of The CIE, Paris. Vol. 1, Sec. 4; Vol. 3. pp.37.
- Clark B. Color in sunglass lenses. Am J Optom Arch Am Acad Optom 1969a; 46: 825-840.
- Clark B. The luminous transmission factor of sunglasses. Am J Optom Arch Am Acad Optom 1969b; 46: 362-378.
- Cochener B, Savary-Lo-Floch G, Colin J. Excimer surface photoablation versus Lasik for correction of mild myopia. J Fr Ophthalmol 2001; 24(4): 349-359.
- Comer GW. Visual-Field screening and analysis, Inc Benjamin, WF, ed. Borish's Clinical Refraction. Orlando, FL: WB Saunders Co; 1998: 458-510.
- Comerford JP, Norton TT, Bailey JE. Intensity discrimination. The psychophysical measurement of visual function (Norton TT, Corliss DA, Bailey JE, (eds). Butterworth Heinemann, 2002: 55-74.
- Committee on Vision. Procedures for testing color vision-report of Working Group 41. Washington: National Academy Press, 1981.
- Coppens JE, Franseen L, van den Berg TJTP. Spectral dependence of retinal straylight. ARVO 2005.
- Corth R. The perception of depth contours with yellow goggles-an alternative explanation (Letter). Perception 1985; 14: 377-379.
- Corwin TR, Carlson N, Berger E. Contrast sensitivity norms for the Mentor B-VAT II-SG Video Acuity Tester. Optom Vision Sci 1989; 66: 864-870.



- D’Zmura M, Lennie P. Shared pathways for rod and cone vision. *Vision Res* 1986; 26: 1273-1280.
- De Valois RL, Morgan H, Snodderly DM. Psychophysical studies of monkey vision. 3. Spatial luminance contrast sensitivity test of macaque and human observers. *Vision Res* 1974; 14: 75-81.
- DeLange HD. Relationship between critical flicker and a set of low frequency characteristics of the eye. *J Opt Soc Am* 1954; 44: 380-389.
- DeLange HD. Research into the dynamic nature of the human fovea-cortex systems with intermittent and modulated light attenuation characteristics with white and colored lights. *J Opt Soc Am* 1958; 48: 777-784.
- De Waard PWT, Ijspeert JK, van der Berg TJTP, et al. Intraocular light scattering in age-related cataracts. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992; 33: 618-625.
- Drance SM. Epidemiological considerations in visual field screening for glaucoma. In Drance SM, Anderson DR (eds), *Automatic Perimetry in Glaucoma* 1985; pp: 55-59. Orlando: Grune & Stratton.
- El Danasoury MA, el Maghraby A, Klyce SD, Mehrez K. Comparison of photorefractive keratectomy with excimer laser in situ keratomileusis Sincorrecting low myopia (from -2.00 to -5.50 diopters); a randomized study. *Ophthalmology* 1999; 106:411-420; discussion by JH Talamo, 420-421.
- El Danasoury MA. Prospective bilateral study of night glare after laser in situ keratomileusis with single zone and transition zone ablation. *J Refract Surg* 1998;14:512-516.
- Elliot DB, Bullimore MA. Assessing the reliability, discriminative ability, and validity of disability glare tests. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1993; 34: 108-119.
- Elliot DB, Yang KCH, Dumbleton K, et al. Ultraviolet-induced lenticular fluorescence: Intraocular straylight affecting visual function. *Vis Res* 1993; 33: 1827-33.
- Elliott DB, Whitaker D, MacVeigh D. Neural contribution to spatiotemporal contrast sensitivity decline in healthy ageing eyes. *Vis Res* 1990a; 30: 541-547.
- Elliott DB, Sanderson K, Conkey A. The reliability of the Pelli-Robson contrast sensitivity chart. *Ophthalmic Physiol Opt* 1990b; 10: 21-24.

- Elliott DB, Whitaker D. Clinical contrast sensitivity chart evaluation. *Ophthalmic Physiol Opt* 1992; 12: 275-280.
- Elliot DB. Contrast sensitivity and glare testing. WJ Benjamin. In Borish's clinical refraction. Philadelphia, WB Saunders Co; 1998: 203-241.
- El-Maghraby A, Salah T, Waring GO III, et al. Randomized bilateral comparison of excimer laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy for 2.50 to 8.00 diopters of myopia. *Ophthalmology* 1999;106: 447-457.
- Eloholma M, Ketomaki J, Orrevelainen P, Halonen L. Visual performance in night-time driving conditions. *Ophthal Physiol Opt* 2006; (3): 254-263.
- Estévez O, Cavonius C. Low frequency attenuation in the detection of gratings: Sorting out the artefacts. *Vis Res* 1976; 16: 497-500.
- Fankhauser F, Enoch JM. The effect of blur upon perimetric thresholds. *Arch Ophthalmol* 1962; 68: 120-251.
- Fan-Paul NI, Li J, Sullivan Miller J, Florakis GJ. Night vision disturbances after corneal refractive surgery. *Surv Ophthalmol* 2002; 47(6): 533-546.
- Flamant M F. Etude de la repartition de lumiere dans l'image retinienne d'une fente. *Rev Opt* 1955; 34: 433-59.
- Flammer J, Drance SM, Schulzer M. The estimation and testing of the components of long-ter fluctuation of the differential light threshold. *Doc Ophthalmol* 1983; 35: 1445-48.
- Flammer J, Drance SM, Fankhauer F. Differential light threshold in automatid static perimetry. *Arch Ophthalmol* 1984; 102: 876-879.
- Flammer J, Fluctuations in the visual field. In: Drance SM, Anderson DR eds. *Automated perimetry in glaucoma. A practical guide*. Orlando: Grune & Stratton, 1985; 161-173.
- Flammer J. The concept of visual field indices. *Graefe's Arch Clini Exp Ophthalmol* 1986; 224: 389-392.
- Fujisawa K, Sasaki K. Changes in light scattering intensity of the transparent lenses of subjects selected from population-based surveys depending on age: analysis through Scheimpflug images. *Ophthalmic Res*. 1995; 27(2):89-101.

- Geisler WS. Sequential ideal-observer analysis of visual discrimination. *Psychol Rev* 1989; 96 (2): 267-314.
- Ghaith AA, Daniel J, Stulting RD, Thompson KP, Lynn M. Contrast sensitivity and glare disability after radial keratectomy and photorefractive keratectomy. *Arch Ophthalmol* 1998; 116(1): 12-18.
- Ginsburg AP. A new contrast sensitivity vision test chart. *Am J Optom Physiol Opt* 1984; 61: 403-407.
- Ginsburg AP. Next generation contrast sensitivity testing. In Rosenthal B, Cole R (Eds), *Functional Assessment of Low Vision* 1996; p: 77. St Louis: Mosby-Year Book.
- Green DG. Regional variations in the visual acuity for interference fringes on the retina. *J Physiol (Lond)* 1970; 207: 351-56.
- Greve EL. Visual fields, glaucoma and cataract. In Greve EL (ed), *Glaucoma Symposium: Diagnosis and Therapy* 1980; pp70-80. The Hague: Dr. W. Junk.
- Gubisch RW. Optical performance of the human eye. *J Opt Soc Am* 1967; 57: 407-15.
- Guillon M, Lydon DPM, Solman RT. Effect of target contrast and luminance on soft contact lens and spectacle visual performance. *Curr Eye Res* 1988; 7: 635-47.
- Guirao A, González C, Redondo M, Geraghty E, Norrby S, Artal P. Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1999; 40: 203-213.
- Haefliger IO, Flammer J. Increase of the short-term fluctuation of the differential light threshold around a physiologic scotoma. *Am J Ophthalmol* 1989; 107: 417-420.
- Haegerstrom-Portnoy G, Schneck ME, Verdon WA, Hewlett SE. Clinical vision characteristics of the congenital achromatopsias. I. Visual acuity, refractive error, and binocular status. *Optom Vis Sci* 1996; 73: 446-456.
- Haegerstrom-Portnoy G, Schneck M, Brabyn J, Jampolsky A. The SKILL card: A test of acuity under reduced contrast and luminance. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997; 38: 207-18.

- Haegerstrom-Portnoy G, Schneck ME, Brabyn JA. Seeing into old age: vision function beyond acuity. *Optom Vis Sci* 1999; 76: 141-158.
- Harms H, Nolte W. Anleitung für die augenärztliche Untersuchung und Beurteilung der Eignung zum Führen von Kraftfahrzeugen der DOG. In: Conrads H, Gramberg-Danielsen B, eds, Richtlinien und Untersuchungsanleitungen, Berufsverband der Augenärzte Deutschlands Heidelberg, Kaden, 1984; 43.
- Hart PM, Chakrawarthy U, Stevenson MR. Questionnaire-based survey on the importance of quality of life measures in ophthalmic practice. *Eye* 1998; 12: 124-126.
- Hayashi K, Hayashi H, Nakao F, Hayashi F. Correlation between posterior capsule opacification and visual function before and after Neodymium: YAG laser posterior capsulotomy. *Am J Ophthalmol* 2003; 136(4): 720-726.
- He Y, Rea M, Bierman A, Bullough J. Evaluating light source efficacy under mesopic conditions using reaction times. *J. Illuminating Eng. Soc.* Winter 1997; 125-138.
- He Y, Bierman A, Rea MS. A system of mesopic photometry. *Lighting Res Technol* 1998; 30: 1295-1302.
- Heijl A, Krakau CET. A note on fixation during perimetry. *Acta Ophthalmol*, 1977; 55: 854-861.
- Heijl A, Drance SM, Douglas GR. Automatic perimetry (COMPETER): Ability to detect early glaucomatous field defects. *Arch Ophthalmol* 1980; 98: 1560-1563.
- Heijl A, Lindgren G, Olsson J. Normal variability of static perimetric threshold value across the central visual field. *Arch Ophthalmol* 1987; 105: 1544-49.
- Henson DB, Bryson H. 1991. Is variability in glaucoma field loss due to poor fixation control? In Miller P, Heijl A (eds), *Perimetry Update Bryson*, 1990/91: 217-220. Amsterdam; Kugler Ghedini.
- Herse PR, Bedell HE. Contrast sensitivity for letter and grating targets under various stimulus conditions. *Optom Vis Sci* 1989; 66: 774-781.

- Heuer DK, Anderson DR, Feuer WJ, Gressel MG. The influence of refractive accuracy on automated perimetric threshold measurements. *Ophthalmology* 1987; 94: 1550-53.
- Heuer DK, Anderson DR, Knighton RW, Feuer WJ, Gressel MG. The influence of simulated light scattering on automated perimetric threshold measurements. *Arch Ophthalmol*, 1988; 106: 1247-1252.
- Holladay JT, Dudeja DR, Chang J. Functional vision and corneal changes after laser in situ keratomileusis determined by contrast sensitivity, glare testing, and corneal topography. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25: 663-669.
- Holladay JT, Janes JA. Topographic changes in corneal asphericity and effective optical zone after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28(6): 948-953.
- Hong X, Thibos LN. Longitudinal evaluation of optical aberrations following laser in situ keratomileusis surgery. *J Refract Surg* 2000; 16: S647-S650.
- Horner DG, Paul AD, Katz B, Bedell HE. Variations in the slope of the psychometric acuity function with acuity threshold and scale. *Am J Optom Physiol Opt* 1985; 62: 895-900.
- Hotchkiss ML, Robin AL, Quigley HA, Pollack IP. A comparison of Peritest automated perimetry and Goldmann perimetry. *Arch Ophthalmol* 1985; 103: 397-403.
- Hovis JK, Lovasik JV, Cullen A.P, Kothe AC. Physical characteristics and perceptual effects of “blue-blocking” lenses. *Optom Vis Sci* 1989; 66: 682-689.
- Hudson C, Wild JM, O'Neil EC. Fatigue effects during a single session of automated static threshold perimetry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994; 33: 268-80.
- Ijspeert JK, deWaard PWT, van den Berg TJTP, et al. The intraocular straylight function in 129 healthy volunteers: dependence on angle, age and pigmentation. *Vis Res* 1990; 30: 699-707.
- INTERZEAG Medical Technology. OCTOPUS 1-2-3, Manual de instrucciones. Copyright 1990 por INTERZEAG AG, Schlieren /Suiza. Rev. 1 Edición de Abril de 1990. .

- Ivers RQ, Cumming RG, Mitchell P, Attebo K. Visual impairment and falls in older adults: the Blue Mountains Eye Study. *J Am Geriatr Soc* 1998; 46: 58-64.
- Jacobs NA, Patterson IH. Variability of the Hill of Vision and its significance in automated perimetry. *Br J Ophthalmol* 1985; 69: 824-26.
- Jaffe GJ, Alvarado JA, Juster RP. Age-related changes in the normal visual field. *Arch Ophthalmol* 1986; 104: 1021-25.
- Johnson CA, Adams CW, Lewis RA. Fatigue effects in automated perimetry. *App Opt* 1988; 27: 1030-37.
- Johnson CA, Adams CW, Lewis RA. Evidence for a neural basis of age-related visual field loss in normal observers. *Invest Ophthalmol* 1989; 30: 2056-2064.
- Katz J, Sommer A. Asymmetry and variation in the normal hill of vision. *Arch Ophthalmol* 1986; 104: 165-68.
- Katz J, Sommer A. Reliability indexes of automated perimetric test. *Arch Ophthalmol* 1988; 106: 1252-1254.
- Katz J, Sommer A. Screening for glaucomatous visual field loss. The effect of patient reliability. *Ophthalmology*, 1990; 97: 1032-1037.
- Katz J, Sommer A, Gaasterland DE, Anderson DR. Comparison of analytic algorithms for detecting glaucomatous visual field loss. *Arch Ophthalmol* 1991; 109: 1684-89.
- Katz J, Tielsch JM, Quigley HA, Sommer A. Automated perimetry detects visual field loss before manual Goldmann perimetry. *Ophthalmology* 1995; 102: 12-16.
- Kelly SA, Golberg SE, Banton TA. Effects of yellow-tinted lenses on contrast sensitivity. *Am J Optom Physiol Opt* 1984; 61: 657-662.
- Kelly SA. Effect of yellow-tinted lenses on brightness. *J Opt Soc. Am* 1990; 7: 1905-1911.
- Keltner JL, Johnson CA. Screening for VF abnormalities with automated perimetry. *Surv Ophthalmol* 1983; 28: 175-83.
- Kinney JAS, Luria S, Schichting C L, and Neri D F. The perception of depth contours with yellow goggles. *Perception* 1983a; 12: 363-366.

- Kinney JAS, Schichting C L, Neri D F, Kindness S W. Reaction time to spatial frequencies using yellow and luminance-matched neutral goggles. *Am J Optom Physiol Opt* 1983b; 60: 132-138.
- Knorz MC, Hugger P, Jendritzka B, Liermann A. Twilight visual acuity after correction of myopia with LASIK. *Ophthalmologe* 1999; 96(11): 711-716.
- Kokoschka, S. Bodmann, HW. (1975) A consistent system for the photometric evaluation of radiation over the whole range of adaptation. In: *Proceedings of the CIE 18<sup>th</sup> Session*. CIE Publication No. 36. Central Bureau of the CIE, Paris, pp. 217–225.
- Krauskopf J. Light distribution in human retinal images. *J Opt Soc Am* 1962; 52: 1046-50.
- Krauskopf J. Further measurements of human retinal image. *J Opt Soc Am* 1964; 54: 715-716.
- Kudrna GR, Stanley MA, Remington LA. Pupillary dilation and its effects on automated perimetry results. *J Am Optom Assoc* 1995; 66: 675- 80.
- Kuyk TK, Thomas SR. Effect of short wavelength absorbing filters on Farnsworth-Munsell 100 Hue Test and Hue identification task performance. *Optom Vis Sci* 1990; 67: 522-531.
- Kuyk T, Elliot JL. Visual factors and mobility in persons with age-related macular degeneration. *J Rehabil Res Dev* 1999; 36: 303-312.
- Kvansakul J, Edgar DF Barbur JL, Schalch W, Barker FM, Kópcke W. Assessment of visual performance in relation to macular pigment density in human vision. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004; 45: E-4340 (abstract).
- Kvansakul J, Rodriguez-Carmona M, Edgar DF, Barker FM, Kópcke W, Schalch W, Barbur JL. Supplementation with the carotenoids luteinor zeaxanthin improves human visual performance *Ophthal Physiol Opt* 2006; 26: 362–371.
- Laming D. Contrast sensitivity. In Cronly-Dillon (Ed). *Vision and Visual Dysfunction* 1992; 5: 35-43. Boca Raton: CRC Press.
- Leat SJ, North RV, Bryson H. Do long wavelength pass filters improve low vision performance? *Ophthalmic Physiol Opt* 1990; 10: 219-224.

- Lebensohn JE. Photophobia: Mechanisms and implications. *Am J Ophthalmol* 1951; 34: 1294-1300.
- Lee YC, Hu FR, Wang IJ. Quality of vision after laser in situ keratomileusis: Influence of dioptric correction and pupil size on visual function. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29: 769-777.
- Legge CGE, Rubin GS, Luebker A. Psychophysics of reading-V. The rol of contrast in normal vision. *Vision Res* 1987; 27: 1165-1177.
- Leguire LE. Do letter charts measure contrast sensitivity?. *Clin Vision Sci* 1991; 6: 391-400.
- Leguire LE, Suh S. Effects of light filters on contrast sensitivity function in normal and retinal degeneration subjects. *Ophthalmic Physiology Opt* 1993; 13: 124-128.
- Lerman S, Borkman R. Spectroscopic evaluation and classification of the normal, aging and cataractous lens. *Ophthal Res* 1976; 8: 335-353.
- Levi DM, Klein SA. Differences in vernier discrimination for grating between strabismic and anisometropic amblyopes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1982; 23: 398-407.
- Lindenmuth KA, Skuta GL, Rabbani R, Musch DC. Effects of pupillary constriction on Automated Perimetry in normal eyes. *Ophthalmology*, 1989; 96: 1298-1301.
- Lindenmuth KA, Skuta GL, Rabbani R. Effects of pupillary dilation on automated perimetry in normal eyes. *Ophthalmology* 1990; 97: 367-370.
- Linnik LF, Ostrovsky MA, Zak PP, Fedorovich IB. Analysis of long-term clinical and functional results of implantation of IOL Spectrum. *Ophthalmochirurgia* 1992; 1: 40-44.
- Liou SW, Chiu CJ. Myopia and contrast sensitivity function. *Current Eye Research* 2001; 22: 81-84.
- Livingstone MS, Hubel DH. Psychophysical evidence for separate channels for the perception of form, color, movement and depth. *J Neurosci* 1987; 7: 3416-68.



- López Alemany A, Miguel Borrás D. Cirugía refractiva con laser excimer. Inc: López Alemany A. Miopía media-baja: su corrección con ortoqueratología o láser excimer (eds), Edicions ULLEYE 1999; p: 55-68.
- Lord, SR; Clark, RD; Wester, I W. Visual acuity and contrast sensitivity in relation to falls in an elderly population. *Age And Aging* 1991; 20-3: 175-181.
- Lovie-Kitchin JE. High contrast and low contrast visual acuity in age related macular degeneration. *Clin Exp Optom* 1989; 72: 79-83.
- Luria SM. Vision with chromatic filters. *Am J Optom Arch Am Acad Optom* 1972; 818-829.
- Lynch DR, Farmer JM, Rochestie D, Balcer LJ. Contrast letter acuity as a measure of visual dysfunction in patients with Friedreich Ataxia. *J neuro-ophthalmology* 2002; 22(4): 270-274.
- Lynn JR, Fellman RL, Starita RJ. Exploring the normal visual field in the glaucomas. In R Ritch, MB Shields, T Krupin (ed), *The Glaucomas* 1989; p: 387. St Louis CV Mosby.
- Maguire LJ. Keratorefractive surgery, success, and the public health. *Am J Ophthalmol* 1994; 117: 394-98.
- Mäntyjärvi M, Laitinen T, Normal values for the Pelli-Robson contrast sensitivity test. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27: 261-266.
- Marcos S. Aberrations and visual performance following standard laser vision correction. *J Refract Surg* 2001; 17: S596-S601.
- Marcos S. Calidad óptica del ojo. *Investigación y ciencia* 2005; Junio: 66-74.
- Marron JA, Bailey IL. Visual factors and orientation-mobility performance. *Amer J Optom Physiol Opt* 1982; 59: 413-426.
- McLellan JS, Marcos S, Prieto PM, Burns SA. Imperfect optics may be the eye's enee against chromatic blur. *Nature* 2002; 417: 174-176.
- Mellerio J, Palmer DA. Entopic halos. *Vis Res* 1970 ; 10 : 595-599.
- Mellerio J. Light effects on the retina. In: Albert DM, Jakobiec FA, eds. *Principles and practie of ophthalmology*. Philadelphia: WB Saunders. 1994: 1326-45.

- Mesa Moreno CG. Perimetria cromática automática: Nuevo método de exploración y su aplicación al glaucoma. Dirigida por J.M.A. Gonzalez de la Rosa. La Laguna, 1986.
- Messmer C, Flammer J. Octopus Program G1X. *Ophthalmologica* 1991; 203: 184-88.
- Miller D, Jermigan ME, Molnar S, et al. Laboratory evaluation of a clinical glare tester. *Arch Ophthalmol* 1972; 87: 324-32.
- Mills, RP. A comparison of the Goldmann, Fieldmaster 200 and Dicon AP2000 perimeters used in a screening mode. *Ophthalmology* 1984; 91: 347-54.
- Mitchel RA. Contrast sensitivity in elderly subjects with a diagnosed ocular disease. *Optom Vision Sci* 1993; 70: 102-106.
- Montes-Micó R, Charman WN. Mesopic contrast sensitivity function after excimer laser photorefractive keratectomy. *J Refract Surg* 2002; 18: 9-13.
- Montes-Micó R, España E, Menezo JL. Mesopic contrast sensitivity function after laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 2003; 19(3): 353-356.
- Mutayala S, McDonald MB, Scheinblum KA, Ostrick MD, Brint SF, Thompson H. Contrast sensitivity evaluation after laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology* 2000; 107(10): 1864-1867.
- Nagy ZZ, Munkácsy G, Krueger RR. Changes in mesopic vision after photorefractive keratectomy for myopia. *J Refract Surg* 2002; 18: 249-252.
- Nakano Y, Ikeda, M. A model for brightness perception at mesopic levels. *Kogaku. Jpn. J. Opt.* 1986; 15: 295-302.
- Navarro R, Losada M A. Phase transfer and point-spread function of the human eye determined by a new asymmetric double-pass method. *J. Opt. Soc. Am. A* 1995; 12: 2385-92.
- Nelson-Quigg JM, Twelker JD, Johnson CA. Response properties of normal observers and patients during automated perimetry. *Arch Ophthalmol* 1989; 107: 1612-15.
- Norton TT, Lakshminarayanan V, Bassi CJ. Spatial vision. Inc: The psychophysical measurement of visual function (Norton TT, Corliss DA, Bailey JE, eds). Butterworth Heinemann, 2002: 137-175.

- O’Brart DP, Corbett MC, Lohmann CP, et al. The effects of ablation diameter on the outcome of excimer laser photorefractive keratectomy; a prospective, randomised, double-blind study. *Arch Ophthalmol* 1995; 113: 438-443.
- O’Brart DP, Corbett MC, Verma S, et al. Effects of ablation diameter, depth, and edge contour on the outcome of photorefractive keratectomy. *J Refract Surg* 1996; 12: 50-60.
- Omoruyi GI, Leat SJ. Selection of potential image processing algorithms for improving the visibility of images for low vision observers. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2000; 38: S431 (abst).
- Oshika T, Klyce SD, Applegate RA, Howland HC, El Danasoury MA. Comparison of corneal wave front aberrations after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. *Am J Ophthalmol* 1999; 27: 1-7.
- Owsley C, Sekuler R, Siemsen D. Contrast sensitivity throughout adulthood. *Vision Res* 1983; 23: 689-99.
- Owsley C, Sloane ME. Contrast sensitivity, acuity, and the perception of “real world” targets. *Br J Ophthalmol* 1987; 71: 791-796.
- Owsley C. Vision and driving in the elderly. *Optom Vis Sci* 1994; 71: 727-735.
- Palmer D.A. A system of mesopic photometry. *Nature* 1966; 209, 276–281.
- Park H, Youn D. Quantitative analysis of changes of automated perimetric thresholds after pupillary dilation and induced myopia in normal subjects. *Korean J Ophthalmol* 1994; 8: 53-60.
- Patel AS. Spatial resolution by the human visual system. The effect of mean retinal illuminance. *J Opt Soc Am* 1966; 56: 689-694.
- Paulsson LE, Sjöstrand J. Contrast sensitivity in the presence of a glare light. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1980; 19: 401-406.
- Pease PL, Adams AJ, Nuccio E. Optical density of human macular pigment. *Vision Res* 1987; 27: 705-710.
- Pelli DG, Robson JG, Wilkins AJ. The design of a new letter chart for measuring contrast sensitivity. *Clinical Vision Sciences* 1988; 2: 187-199.
- Pelli E, Lee E, Trempe CL, Buzney S. Image enhancement for the visually impaired: the effects of enhancement on face recognition. *J Opt Soc Am A* 1994; 11: 1929-1939.

- Pérez-Carrasco MJ, Puell MC, Sánchez-Ramos C, López-Castro A, Langa A. Effect of a yellow filter on contrast sensitivity and disability glare after Laser in situ Keratomileusis under mesopic and photopic conditions. *J Refract Surg* 2005; 21-2: 158-65.
- Pérez-Santonja JJ, Sakla HF, Alió JL. Contrast sensitivity after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 1998; 24:183-189.
- Pokorny J, Graham CH, Lanson RN. Effect of wavelength on foveal grating acuity. *J Opt Soc Am* 1968; 58: 1410-1414.
- Pop M, Payette Y. Risk factors for night vision complaints after LASIK for myopia. *Ophthalmology* 2004; 111: 1-2.
- Probst LE. The problem with pupils. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 1.
- Puell MC, Palomo C, Sánchez-Ramos C, Villena C. Normal values for photopic and mesopic letter contrast sensitivity. *J Refract Surg* 2004<sub>a</sub>; 20: 484-488.
- Puell MC, Palomo C, Sánchez-Ramos C, Villena C. Mesopic contrast sensitivity in the presence or absence of glare in a large driver population. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 2004<sub>b</sub>; 242: 755-61.
- Puell MC, Benítez-del-Castillo JM, Martínez-de-la-Casa J, Sánchez-Ramos C, Vico E, Pérez-Carrasco MJ, Pedraza C, del-Hierro A. Contrast sensitivity and disability glare in patients with dry eye. *Acta Ophthalmol Scand* 2006; 84(4): 1-5.
- Rabin J, Wicks J. Measuring resolution in the contrast domain: the small letter contrast test. *Optom Vis Sci* 1996; 73(6): 398-403.
- Rabin J, Wiley R. Differences in apparent contrast in yellow and white light. *Ophthal Physiol Opt* 1996; 16: 68-72.
- Rabin J. Luminance's effects on visual acuity and small letter contrast sensitivity. *Optom Vis Sci* 1995; 71: 685-688.
- Rea MS, Bullough JD, Freyssinier Nove JP, Bierman A. A proposed unified system of photometry. *Lighting Res Technol* 2004; 36: 85-111.
- Reading VM, Weale RA. Macular pigment and chromatic aberration. *J Opt Soc Am* 1974; 64: 231-234.

- Regan D, Neima D. Low-contrast letter charts as a test of visual function. *Ophthalmology* 1983<sub>a</sub>; 90: 1192-1200.
- Regan D, Neima D. Low-contrast letter charts in early diabetic retinopathy, ocular hypertension, glaucoma y Parkinson. *Br J Ophthalmol* 1983<sub>b</sub>; 68: 885-889.
- Regan D. Low-contrast letter charts and sinewave grating tests in ophthalmological and neurological disorders. *Clin Vis Sci* 1988; 2: 235-250.
- Regan D. A brief review of some of the stimuli and analysis methods used in spatiotemporal vision research. In Cronly-Dillon (Ed), *Vision and Visual Dysfunction* 1991<sub>a</sub>; London: Macmilan Press, 10: 64.
- Regan D. The Charles D. Prentice Award Lecture 1990: Specific tests and specific blindnesses: Keys, locks and parallel processing. *Optom Vis Sci* 1991<sub>b</sub>; 68:489-512.
- Regan D. Spatiotemporal abnormalities of vision in patients with multiple schlerosis. In D Regan (ed), *Spatial Vision*. Boca Raton, FL: CRC Press, 1991<sub>c</sub>; 239-249.
- Regan D, Giaschi DE, Fresco BB. Measurement of glare sensitivity in cataract patients using low-contrast letter charts. *Ophthal Physiol Opt* 1993; 13: 115-23.
- Rholer R. Die aggildungseigenschafter der augenmedian. *Vision Res* 1962; 2: 391-429.
- Robson RG. Spatial and temporal contrast sensitivity functions of the visual system. *J Opt Soc Am* 1966; 56: 1141. esta bien.
- Rodríguez-Carmona M, Kvensakul J, Harlow JA, Kópcke W, Schalch W, Barbur JL. The effects of supplementation with lutein and/or zeaxanthin on human macular pigment density and colour vision. *Ophthal Physiol Opt* 2006; 26: 137-147.
- Rosenblum YZ, Zak PP, Ostrovsky MA, Smolyaninova IL, Bora EV, Dyadina UV, Trofimova NN, Aliyev A-GD. Spectral filters in low-vision correction. *Ophthal Physiol Opt* 2000; 20: 335-341.
- Rubin GS, Legge GE. Psychophysics of reading VI-The role of contrast in low vision. *Vision Res* 1989; 29:79-91.

- Rubin GS, et al. American Academy of Ophthalmology report. Contrast sensitivity and glare testing in the evaluation of anterior segment disease. *Ophthalmology* 1990; 97: 1233-37.
- Rubin GS, West SK, Muñoz B, Bandeen-Roche K, Zeger S, Schein O, Freid LP. A comprehensive assessment of visual impairment in a population of older Americans. The SEE Study. Salisbury Eye Evaluation Project. *Invest-Ophthalmol Vis Sci* 1997; 38: 557-568.
- Sagawa L. Toward a CIE supplementary system of photometry: brightness at any level including mesopic vision. *Ophthal Physiol Opt* 2006; 26(3): 240-245.
- Sano Y, Carr JD, Takei K, Thompson KP, Stulting RD, Waring GO. Videokeratography after excimer laser in situ keratomileusis for myopia. *Ophthalmology* 2000; 107(4): 674-684.
- Schade OH. Optical and photoelectric analog of the eye. *J Opt Soc Am* 1956; 46: 721.
- Schalch W. Carotenoids in the retina – a review of their possible role in preventing or limiting damage caused by light and oxygen. *Free Radic Aging* 1992; 62: 280-298.
- Scharwey K, Krzizok T, Herfurth M. Night driving capacity of ophthalmologically healthy persons of various ages. *Ophthalmologie* 1998; 95: 555-558.
- Schlote T, Kriesgerowski M, Bende T, Derse M, Thiel H-J, Jean B. Mesopic vision in myopia corrected by photorefractive keratectomy, soft contact lenses, and spectacles. *J Cataract Refract Surg* 1997; 23: 718-725.
- Searle AET, Wild JM, Shaw DE, O'Neil EC. Time-related variation in normal automated perimetr. *Ophthalmology* 1991; 98: 701-7.
- Shadenkov D, Cheloudchenko V, Kourenkov V. Photofilters for dimensional contrast sensitivity improvement in-patients with corneal haze after photorefractive keratectomy. *J Refract Surg* 1999; 15: S263-S264.
- Siik S, Airaksinen PJ, Tuulonen A, et al. Autofluorescence in cataractous human lens and its relationship to light scatter. *Acta Ophthalmol* 1993; 71: 388-392.

- Sivak J G, Bobier WR. Effect of a yellow ocular filter on chromatic aberration: the fish eye as an example. *Am J Optom Physiol Opt* 1978; 55: 813-817.
- Slade SV, Dunne MCM, Miles JNV. The influence of high contrast acuity and normalised low contrast acuity upon self-reported situation avoidance and driving crashes. *Ophthal Physiol Opt* 2002; 22: 1-9.
- Sloane ME, Owsley C, Alvarez SL. Aging, senile miosis and spatial contrast sensitivity at low luminance. *Vision Res* 1988; 28: 1235-1246.
- Smith G. Disability glare and its clinical significance. . *Optometry Today* [www.optometry.co.uk](http://www.optometry.co.uk) 2002; 19 de abril: 34-37
- Sommer A. *Epidemiology and Statistics for the Ophthalmologist* 1980. New York: Oxford University Press.
- Spear PD. Neural bases of visual acuity during aging. *Vision Res* 1993; 33: 2589-609.
- Thibos LN, Still DL, Bradley A. Characterization of spatial aliasing and contrast sensitivity in peripheral vision. *Vision Res* 1996; 36: 249-58.
- Thorn F, Schwartz F. Effects of dioptric blur on Snellen and grating acuity. *Optom Vis Sci* 1990; 67: 3-7.
- Trezona, PW. A system of mesopic photometry. *Color Res Appl* 1991; 16: 202-216.
- Trope GE, Britton R. A comparison of Goldmann and Humphrey automated perimetry in patients with glaucoma. *Br J Ophthalmol* 1987; 71: 489-95.
- Van den Berg TJTP. On the relation between glare and straylight. *Doc Ophthalmol* 1991; 78: 177-81.
- Van den Berg TJTP. Analysis of intraocular straylight, especially in relation to aging. *Optom Vis Sci* 1995; 72: 52-59.
- Van den Berg TJTP. Light scattering by donor lenses as a function of depth and wavelength. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997; 38:1321-32.
- Van der Berg TJTP, Ijspeert JK, deWaard PWT. Functional quantification of diaphany. *Doc Ophthalmol* 1990; 75: 239-246.
- Van der Berg TJTP, Ijspeert JK, deWaard PWT. Dependence of intraocular straylight on pigmentation and light transmission through the ocular wall. *Vis Res* 1991; 31(7-8): 1361-1367.

- Van der Berg TJTP, Ijspeert JK. Clinical assessment of intraocular stray light. *Appl Opt* 1992 ; 31 : 3694-96.
- Van den Berg TJTP, Tan KEWP. Light transmittance of the human cornea from 320 to 700 nm for different ages. *Vis Res* 1994; 33: 1453-56.
- Van den Berg TJTP, Spekreijse H. "Light scattering model for donor lenses as a function of depth," *Vision Res* 1999; 39: 1437-45.
- Van Meeteren A, Vos JJ. Applicability of fourier transform upon contrast sensitivity functions. Institute for perception RVO-TNO, Soesterberg 1968.
- Verriest G, Uvijls A. Disability glare in normal and diseased eyes. *Clin Vis Sci* 1989; 4: 253-56.
- Vos JJ. Disability glare- a state of the art report. CIE 1984; 3: 39-53.
- Walkey HC, Barbur JL. Guest editorial: Shedding new light on the twilight zone. *Ophthal. Physiol. Opt.* 2006.
- Walkey HC, Harlow HA, Barbur JL. Changes in reaction time and search time with background luminance in the mesopic range. *Ophthal. Physiol. Opt.* 2006; 26: 288–299.
- Wall M, Woodward KR, Brito C. The effect of attention on conventional automated perimetry and luminance size threshold perimetry. *Investigative Ophthalmology and visual Science (IOVS)*. 2004, 45(1): 342-350).
- Wang Y-Z, Thibos LN, Bradley A. Effects of refractive error on detection acuity and resolution acuity in peripheral vision. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997; 38: 2134-43.
- Wang Z, Chen J, Yang B. Comparison of laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy to correct myopia from -1.25 to -6.00 diopters. *J Refract Surg* 1997; 13: 528-534.
- Weale RA. The senescence of human vision. Oxford University, Oxford 1992.
- Weinreb RN, Perlman JP. The effect of refractive correction on automated perimetric thresholds. *Am J Ophthalmol* 1986; 101: 706-9.
- Werner A. Spectral sensitivity of the pupillary system. *Clin Exp Optom* 2003; 86(4): 235-238.
- Wesemann W. Incoherent image formation in the presence of scattering eye media. *J Opt Soc Am A* 1987; 1: 1439-47.



- Westheimer G. Optical and motor factors in the formation of retinal image. *J Opt Soc Am* 1963; 53: 86-93.
- Westheimer G. Scaling of visual acuity measurements. *Arch Ophthalmol* 1979; 97: 327-330.
- Whitaker D, Steen R, Elliot DB. Light scatter in the normal young, elderly and cataractous eye demonstrates little wavelength dependency. *Optom Vis Sci* 1993; 70: 963-68.
- Whitaker D, Elliot DB, Steen R. Reconfirmation of the validity of the psychophysical light scattering factor. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994a; 35: 317-21.
- Whitaker D, Steen R, Elliot D, et al. The effect of disability glare on luminance and colour contrast sensitivities. *Optom Vis Sci* 1994b; 71: 792-796.
- Wilkins AJ, Della Sala S, Somazzi I, et al. Age-related norms for the Cambridge low contrast gratings, including details concerning their design and use. *Clin Vis Sci* 1988; 2: 201-212.
- Williams DR, Brainard DH, McMahon MJ, Navarro R. Double pass and interferometric measures of the optical quality of the eye. *J Opt Soc Am A* 1994; 11: 3123-35.
- Williams DR, Artal P, Navarro R, McMahon M. J, Brainard DH., Off-axis optical quality and retinal sampling in the human eye. *Vis. Res* 1996; 36: 1103-14.
- Wilson HR. Psychophysical models of spatial vision and hyperacuity. In Cronly-Dillon (Ed), *Vision and Visual Dysfunction*, London: Macmillan Press 1991; 10: 1.
- Wolfsohn J, Cocharne A, Khoo H, Yoshimitsu Y. Contrast is enhanced by yellow lenses because of selective reduction of short-wavelength light. *Optom Vis Sci* 2000; 77: 73-81.
- Wood JM, Lovie-Kitchin JE. Evaluation of the efficacy of contrast sensitivity measures for the detection of early primary open-angle glaucoma. *Optom Vision Sci* 1992; 69: 175-81.
- Woods RL. Reliability of visual performance measurement under optical degradation. *Pothal Physiol Opt* 1993; 13: 143-150.

- Woods RL, Suaunders JE, Fort MJA. Optical performance of decentered bifocal contact lenses. *Optom Vision Sci* 1993; 70:171-84.
- Woods RL, Wood JM. The role of contrast sensitivity charts and contrast letter charts in clinical practice. *Clinical and Experimental Optometry*. 1995; 78.(2): 43-57.
- Woods RL, Gradley A, Atchison DA. Consequences of the monocular diplopia for the contrast sensitivity function. *Vision Res* 1996; 36: 3587-96.
- Wooten BR, Geri GA. Psychophysical determination of interlobular light scatter as a function of wavelength. *Vis Res* 1987; 27:1291-1298.
- Wooten BR, Hammond BR. Macular pigment: influences on visual acuity and visibility. *Prog Retin Eye Res* 2002; 21: 225-240.
- Wyszecki G, Stiles WS. *Color Sciece*. New York: John Wiley & Sons, 1967.
- Wyszecki GW, Stiles WS. *Color Science: concepts and methods, quantitative data and formulae*, 2<sup>nd</sup> edn. John Wiley & Sons, (1982) New York.
- Yager D, Yuan R, Mathews S. What is the utility of the psychophysical "light scattering factor"? *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992; 33: 688-90.
- Yamane N, Miyata K, Samejima T, Hiraoka T, Kiuchi T, Okamoto F, Hirohara Y, Mihashi T, Oshika T. Ocular higher-order aberrations and contrast sensitivity after conventional laser in situ keratomileusis. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004;45(11):3986-90.
- Yap, M. The effect of a yellow filter on contrast sensitivity. *Ophthal. Physiol. Opt* 1984; 4: 227-232.
- Yoon GY, Williams DR. Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am A* 2002; 19(2): 266-275.
- Zigman S. Vision enhancement using a short wavelength light-absorbing filter. *Optom Vis Sci*. 1990 Feb; 67(2): 100-104.
- Zuclich JA, Glickman RD, Menéndez AR. In situ measurements of lens fluorescence and its interference with visual function. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992; 33: 410-15.

- Zulaud M. Normal visual fields measured with Octopus Program G1. I. Differential light sensitivity at individual test locations. Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol 1994; 232: 500-15.